

Resumen

Este PFC presenta un estudio de simulación numérica sobre el proceso de inyección de materiales de tipo cemento como los que se utilizan en las técnicas de mínima invasión de vertebroplastia y cifoplastia. Mediante estas técnicas quirúrgicas el cirujano inyecta un cemento óseo a través de una cánula en una vértebra fracturada por compresión por efecto de la osteoporosis.

En primer lugar se presenta el Estado del Arte de la aplicación clínica y de los materiales utilizados. En segundo lugar se presenta un estudio de inyectabilidad realizado sobre un cemento experimental de fosfato de calcio con el objetivo de investigar la dependencia temporal de la viscosidad de estos cementos. En tercer lugar se presentan todas las simulaciones de los casos analizados. Se ha seguido una aproximación gradual, empezando por casos sencillos y finalizando con casos más cercanos a la realidad de una aplicación de cirugía vertebral tratada mediante la técnica de cifoplastia. El objetivo del proyecto es analizar el comportamiento a flujo de estos cementos durante su inyección y llenado de cavidades óseas. Como programa de simulación se ha utilizado COMSOL Multiphysics.





INDICE

| | |
|--|-----------|
| 1. PREFACIO | 7 |
| 1.1. Origen del proyecto | 7 |
| 1.2. Motivación | 7 |
| 1.3. Requerimientos previos | 8 |
| 2. INTRODUCCIÓN | 9 |
| 2.1. Objetivos del proyecto | 9 |
| 2.2. Alcance e interés del proyecto | 9 |
| 3. ESTADO DEL ARTE | 11 |
| 3.1. Introducción | 11 |
| 3.2. Aspectos clínicos, técnicas y cementos empleados en el tratamiento de las fracturas vertebrales | 11 |
| 3.2.1. Datos anatómo-fisiológicos del tejido óseo y de la vértebra | 12 |
| 3.2.2. Patología ósea: la osteoporosis | 14 |
| 3.2.3. Técnicas quirúrgicas de mínima invasión aplicadas en el tratamiento de las fracturas osteoporóticas | 15 |
| 3.3. Cementos óseos empleados en el tratamiento de las fracturas vertebrales | 20 |
| 3.3.1. Cementos acrílicos | 20 |
| 3.3.2. Cementos bioactivos de fosfato de calcio | 20 |
| 3.3.3. Propiedades requeridas para un cemento óseo inyectable | 21 |
| 3.3.4. Cementos comerciales | 23 |
| 3.4. Conclusión | 25 |
| 4. ESTUDIO SOBRE LA INYECTABILIDAD DE UN CEMENTO EXPERIMENTAL DE FOSFATO DE CALCIO | 26 |
| 4.1. Características del cemento utilizado | 26 |
| 4.1.1. Tiempos de fraguado | 26 |
| 4.1.2. Resistencia a la compresión | 26 |
| 4.1.3. Inyectabilidad | 27 |
| 4.1.4. Viscosidad | 28 |
| 5. MODELO MATEMÁTICO | 32 |
| 5.1. Ecuaciones diferenciales de flujo de fluidos | 32 |
| 5.1.1. Introducción | 32 |
| 5.1.2. Ecuación de continuidad | 33 |
| 5.1.3. Ecuaciones de Navier-Stokes | 34 |



| | |
|---|-----------|
| 6. DINÁMICA DE FLUIDOS COMPUTACIONAL | 36 |
| 6.1. Introducción a los métodos numéricos | 36 |
| 6.2. Dinámica de fluidos computacional | 37 |
| 6.3. Métodos de discretización | 38 |
| 6.3.1. Diferencias finitas | 38 |
| 6.3.2. Volúmenes finitos | 38 |
| 6.3.3. Elementos finitos | 39 |
| 6.4. Entorno de programación y simulación: COMSOL | 39 |
| 7. PRELIMINARES COMPUTACIONALES | 41 |
| 7.1. Introducción..... | 41 |
| 7.2. Flujo Newtoniano en desarrollo en una cánula | 42 |
| 7.2.1. Consideraciones iniciales..... | 42 |
| 7.2.2. Especificaciones del problema | 44 |
| 7.2.3. Conclusiones | 52 |
| 7.3. Flujo en desarrollo de un fluido no newtoniano de ecuación constitutiva no lineal y estacionaria en una cánula..... | 55 |
| 7.3.1. Consideraciones iniciales..... | 55 |
| 7.3.2. Especificaciones del problema | 57 |
| 7.3.3. Conclusiones | 60 |
| 7.4. Flujo en desarrollo de un fluido no newtoniano de ecuación constitutiva no lineal y no estacionaria en una cánula..... | 61 |
| 7.4.1. Consideraciones iniciales..... | 61 |
| 7.4.2. Especificaciones del problema | 62 |
| 7.4.3. Conclusiones | 66 |
| 7.5. Flujo newtoniano en desarrollo en una cánula modificada | 67 |
| 7.5.1. Consideraciones iniciales..... | 67 |
| 7.5.2. Especificaciones del problema | 68 |
| 7.5.3. Conclusiones | 73 |
| 7.6. Flujo en desarrollo de un fluido no newtoniano de ecuación constitutiva no lineal y estacionaria en una cánula modificada | 74 |
| 7.6.1. Especificaciones del problema | 74 |
| 7.6.2. Conclusiones | 75 |
| 7.7. Flujo en desarrollo de un fluido no newtoniano de ecuación constitutiva no lineal y no estacionaria en una cánula modificada | 76 |
| 7.7.1. Especificaciones del problema | 76 |
| 7.7.2. Conclusiones | 77 |



| | |
|---|------------|
| 8. DESCRIPCIÓN DE LA PROGRESIÓN DEL FLUJO Y SU APLICACIÓN EN LA CIFOPLASTIA. MÉTODO DE LEVEL SET | 78 |
| 8.1. ¿Qué es Level Set? | 78 |
| 8.2. Progresión de un flujo newtoniano en una cánula | 82 |
| 8.2.1. Consideraciones iniciales | 82 |
| 8.2.2. Especificaciones del problema | 82 |
| 8.2.3. Conclusión | 87 |
| 8.3. Progresión del flujo en presencia de obstáculos | 88 |
| 8.3.1. Consideraciones iniciales | 88 |
| 8.3.2. Especificaciones del problema | 88 |
| 8.3.3. Conclusión | 91 |
| 8.4. Progresión del flujo newtoniano en la técnica de cifoplastia | 92 |
| 8.4.1. Consideraciones iniciales | 92 |
| 8.4.2. Especificaciones del problema | 92 |
| 8.4.3. Conclusión | 96 |
| 9. IMPACTO AMBIENTAL | 99 |
| 10. COSTE DEL PROYECTO | 100 |
| CONCLUSIONES | 104 |
| AGRADECIMIENTOS | 105 |
| BIBLIOGRAFÍA | 107 |
| Referencias bibliográficas | 107 |



1. Prefacio

1.1. Origen del proyecto

El presente Proyecto Fin de Carrera (PFC) se enmarca dentro de los objetivos generales definidos en el proyecto MAT2005-02778 que está financiado por el Ministerio de Educación y Ciencia, y que lleva por título “*Desarrollo, optimización y procesado de nuevos cementos óseos para cirugía vertebral*”. Este proyecto de investigación se está desarrollando en colaboración con varios departamentos de la *Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona* (ETSEIB) y de la *Escola Universitària d'Enginyeria Tècnica Industrial de Barcelona* (EUETIB), i.e. *Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica* (ETSEIB), *Física Aplicada* (ETSEIB) y *Mecànica de Fluids* (ETSEIB y EUETIB).

1.2. Motivación

El presente PFC se plantea como una necesidad de investigación para entender y dar soluciones a los problemas asociados a la gestión de las *Fracturas Vertebrales por Compresión* (FVC) en cirugía de mínima invasión. Las FVC son una de las consecuencias más comunes de la osteoporosis. Se trata de un problema global que afecta a un gran número de población. Los efectos más notables son dolor, pérdida de calidad de vida y dependencia. Preferentemente afecta a mujeres y hombres en edad adulta pero hoy en día la incidencia en jóvenes (actividades de alto riesgo) ha aumentado. El coste sanitario es enorme.

La vertebroplastia (VP) y la cifoplastia (CP) son técnicas quirúrgicas de mínima invasión que consisten en inyectar un cemento polimérico en la vértebra dañada. La cifoplastia, a diferencia de la vertebroplastia, intenta recuperar, previamente a la inyección, la deformación de la columna vertebral producida por compresión (cifosis). Se han reportado ventajas (eliminación inmediata del dolor, mejora de la calidad de vida, independencia) y desventajas (elevada exotermia, toxicidad, elevada rigidez como posible causa de fracturas adyacentes, extravasación del cemento en el canal medular o en corriente sanguínea, embolia pulmonar, falta de bioactividad y regeneración tisular) en el uso de cementos poliméricos.

Ante esta perspectiva, la motivación de este PFC es estudiar y entender cuáles son las variables de interés, tanto materiales como de condiciones de contorno, que permitan un control más óptimo del proceso de inyección de un material tipo cemento (polimérico o cerámico) en una estructura ósea.



1.3. Requerimientos previos

Para llevar a cabo este PFC ha sido necesario realizar en primer lugar, un estudio exhaustivo del Estado del Arte, tanto de aplicación clínica como de materiales utilizados. Para ello el estudiante ha utilizado las distintas bases de datos que el Servicio de Bibliotecas de la UPC pone a su disposición. El estudiante también se ha tenido que formar en el uso y costumbres de funcionamiento de los laboratorios de experimentación y de simulación del *Grup de Recerca Interdepartamental per a la Col.laboració Científica Aplicada* (GRICCA - EUETIB), aprendiendo tanto los métodos y técnicas de fabricación y caracterización de cementos, como los entornos de programación y de simulación.



2. Introducción

2.1. Objetivos del proyecto

El objetivo principal de este PFC es aproximarse al estudio computacional de las propiedades de inyectabilidad de cementos de fosfato de calcio como posibles biomateriales de gestión en las FVC. Los objetivos parciales son:

- a) Estudiar las propiedades de fraguado, endurecimiento e inyectabilidad de un cemento experimental que sirva de base a futuras simulaciones.
- b) Estudiar las propiedades de flujo, a través de una cánula, de materiales tipo cemento mediante simulación computacional.

Como ya se ha comentado en el apartado 2.2. *Motivación*, los procedimientos quirúrgicos que se utilizan hoy en día para gestionar las FVC son la VP y la CP. Mediante estos procedimientos el cirujano inyecta a través de una cánula el cemento óseo en la zona de fractura, o bien directamente (VP) o previa formación de una cavidad creada en el cuerpo vertebral mediante el inflado de un globo (CP). Por lo tanto, los objetivos de este PFC pretenden cubrir la simulación computacional de las características de flujo de materiales tipo cemento para estas aplicaciones clínicas, ayudándose de las propiedades características de estos materiales (tiempos de fraguado, resistencia a la compresión, viscosidad, densidad, etc.) así como de las características geométricas o condiciones de contorno impuestas tanto por las cánulas de inyección, la presión de inyección o las características intrínsecas de las cavidades óseas a inyectar.

2.2. Alcance e interés del proyecto

La osteoporosis se ha convertido, debido al envejecimiento creciente de nuestra población, en uno de los problemas médicos más importantes de nuestro tiempo que conlleva un enorme incremento de la incidencia de fracturas óseas. Sólo en Estados Unidos ocurren cada año alrededor de 700,000 FVC relacionadas con la osteoporosis, i.e. el doble de las fracturas de cadera. Según datos oficiales, en España los costes de hospitalización por estos conceptos en el año 2002 excedieron de €41 millones, i.e. el 0.078% de los gastos totales en



concepto de hospitalización y cuidados especiales [1]. La mayoría de estas FVC ocurren en la población adulta y representan una carga personal y social muy importante. Como ya se ha comentado, la VP y la CP se han utilizado con éxito para el tratamiento de las FVC. Sin embargo, aunque el polimetilmetacrilato (PMMA) se ha utilizado en series clínicas, no parece que sea éste el material más idóneo debido, entre otras desventajas, a los riesgos de necrosis térmica localizada y a los sucesivos colapsos de vértebras adyacentes producidos por una falta de continuidad en la transferencia de cargas mecánicas.

En el presente PFC el campo de interés a nivel de materiales se ha centrado en los cementos de fosfatos de calcio (CFC) como posibles substitutos de los cementos de PMMA. Los CFC están considerados como materiales muy prometedores para la realización de cirugía mínimamente invasiva en la reparación de defectos óseos debido a su excelente biocompatibilidad, bioactividad y osteotransductividad, i.e. que después de ser implantados son rápidamente integrados en la estructura ósea y transformados en tejido óseo. Por lo tanto, los CFC pueden ser una buena alternativa al uso de PMMA tanto en VP como en CP debido a las numerosas ventajas que pueden aportar en estas aplicaciones, como son un menor riesgo de extravasación del cemento y una mejor restauración de la altura del cuerpo vertebral y de la biomecánica de la columna, entre otras.

En consecuencia, el alcance e interés de este PFC están justificados plenamente ya que los resultados obtenidos podrán utilizarse para optimizar la aplicación clínica de los CFC mejorando las propiedades de inyectabilidad de los cementos utilizados en el tratamiento de las FVC. Para una comprensión más profunda de todo el campo de interés se presenta a continuación el Estado del Arte.



3. Estado del arte

3.1. Introducción

La VP y la CP son dos técnicas quirúrgicas de mínima invasión introducidas para la gestión clínica de las FVC por causa osteoporótica. En estas aplicaciones, un cemento óseo se inyecta bajo presión en la estructura porosa del tejido óseo esponjoso.

El PMMA ha sido y sigue siendo el material de elección para la reconstrucción de los defectos vertebrales o restauración de la altura vertebral, a pesar de algunas desventajas reconocidas divulgadas. Recientemente, los cementos óseos de fosfato de calcio han sido propuestos como material alternativo en el tratamiento de las fracturas vertebrales, principalmente debido a su carácter bioactivo y a su semejanza con la fase mineral apatítica del tejido óseo. Sin embargo, los cirujanos han evidenciado grandes dificultades encontradas durante el protocolo de relleno del defecto vertebral, relacionadas principalmente con la mala inyectabilidad.

Por estas razones y por la motivación del continuo interés de cara a las técnicas de mínima invasión con materiales bioactivos, en este capítulo se realiza una revisión bibliográfica de la literatura que tiene interés para este PFC. La conclusión que se alcanza es que la inyectabilidad, intrínsecamente relacionada con las propiedades reológicas, no ha sido sistemáticamente analizada, y requiere para su mejor entendimiento y optimización del estudio de modelos dinámicos y/o biomecánicos.

3.2. Aspectos clínicos, técnicas y cementos empleados en el tratamiento de las fracturas vertebrales

Las fracturas vertebrales de causa osteoporótica constituyen un problema importante de salud de cara al envejecimiento de la población y representan más de la mitad del total de las fracturas producidas, con significativo impacto en la calidad de vida de los individuos [2,3]. Por lo tanto, la identificación de los pacientes con riesgo de futuras fracturas vertebrales, de prevención y tratamiento de las mismas constituye una prioridad para el sector médico [4].



3.2.1. Datos anatomo-fisiológicos del tejido óseo y de la vértebra

El tejido óseo es un tipo de tejido conjuntivo caracterizado por un gran contenido en sales de fosfato de calcio. Alrededor del 25% del tejido óseo es agua, un 25% son fibras proteínicas como el colágeno y el 50% restante es una mezcla de sales minerales de fosfato de calcio [5].

Se distinguen dos tipos de tejido óseo: compacto y esponjoso. El hueso compacto está constituido de anillos concéntricos de matriz ósea que rodean los canales que alojan los vasos sanguíneos (Figura 3.1). El hueso esponjoso se parece a una “esponja” con bastantes huecos. Estos espacios están rellenos de médula ósea (Figura 3.1).

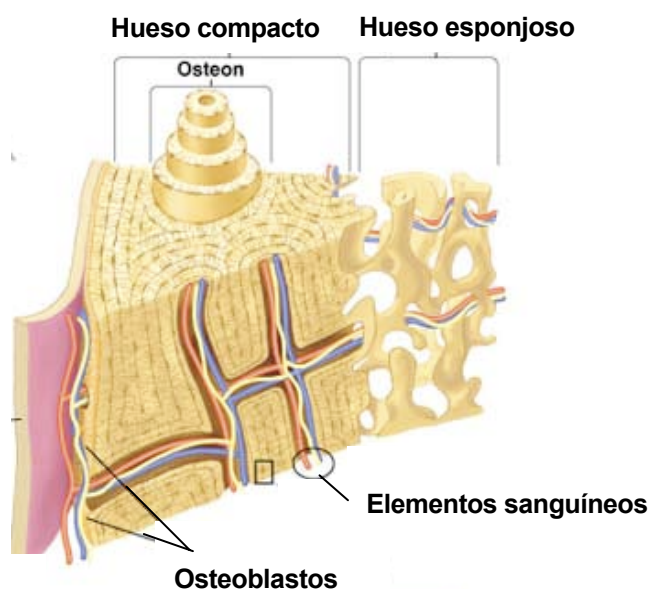


Fig. 3.1. Hueso compacto y esponjoso (Copyright © 2003 Pearson Education, Inc, publishing as Benjamin Cummings) (de referencia [5].)

Una vértebra típica consta de dos partes esenciales: un segmento anterior, el cuerpo vertebral, y una parte posterior, el arco vertebral. Estas dos partes adjuntas delimitan el foramen (agujero) vertebral. El arco vertebral consta de un par de pedículos y un par de láminas, y apoya las apófisis vertebrales (cuatro articulares, dos transversales, y una espinosa). El cuerpo vertebral es la parte principal de una vértebra, y es más o menos en forma cilíndrica. La superficie anterior presenta algunas pequeñas aberturas, para el paso de los vasos de nutrición; en la superficie posterior hay sólo una única apertura amplia e



irregular, o en ocasiones más de una, para la salida de las venas basi-vertebrales del cuerpo vertebral.

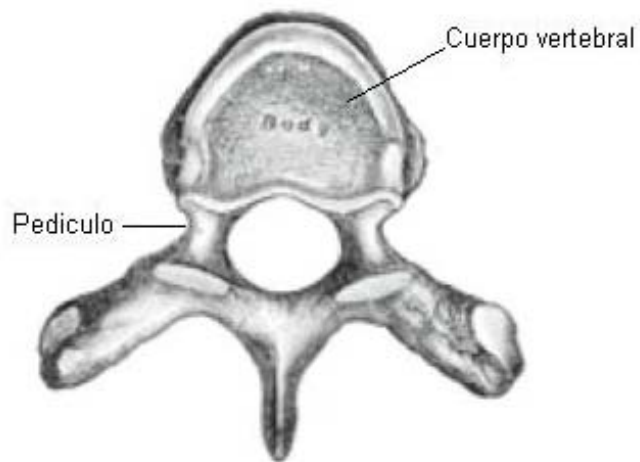


Fig. 3.2. Vista axial de una vertebra. Se presentan las partes componentes de la misma (de referencia [6]).

Desde el punto de vista estructural, el cuerpo vertebral se compone de tejido esponjoso, cubierto por una fina capa de hueso compacto; este último es perforado por numerosos orificios, algunos de gran tamaño para el paso de los vasos. El interior del hueso es atravesado por uno o dos grandes canales, para la recepción de las venas, que convergen hacia una única apertura grande e irregular, o varias pequeñas aperturas, situadas en la parte posterior del cuerpo vertebral (Figura 3.3.).



Fig. 3.3. Sección sagital en una vertebra (de referencia [6]).



3.2.2. Patología ósea: la osteoporosis

El tejido óseo está sometido a un remodelado continuo mediante procesos de formación y reabsorción, y también sirve como almacén de calcio del organismo. A partir de los 35 años se inicia la pérdida de pequeñas cantidades de hueso. Esta pérdida de hueso puede ser aumentada por varios factores y sobretodo por enfermedades.

La osteoporosis es una enfermedad caracterizada por la pérdida de contenido mineral del tejido óseo y cambios en la microarquitectura (Figura 3.4.) que debilitan el hueso y disminuyen su resistencia mecánica, así que las actividades diarias o normales pueden crear tensiones que exceden la resistencia vertebral y pueden ocasionar fracturas [7].

Estos cambios ocurren en edad avanzada, así como con determinados factores genéticos y ambientales que influyen en la pérdida de hueso después de alcanzar la masa máxima del hueso. Comparado con los hombres, la fractura en las mujeres se produce generalmente antes; sobre todo en los años primeros de la menopausia [8], debido a una disminución de los niveles de estrógenos que ocasionan una rápida pérdida de hueso.

Las fracturas causadas por osteoporosis son un problema de salud importante. Cada año en los Estados Unidos se contabilizan 700,000 casos de FVC [9]. Estas fracturas pueden adquirir en uno de cada tres casos un carácter doloroso crónico [10]. Las fracturas ocurren en huesos cuboides (tales como cuerpos vertebrales) y en huesos largos (tales como el fémur proximal, el radio distal y la meseta tibial). Las fracturas por compresión predisponen a una deformidad progresiva de la columna vertebral (*cifosis*), cambios en la biomecánica vertebral y pueden aumentar el riesgo de futuras fracturas vertebrales [11].

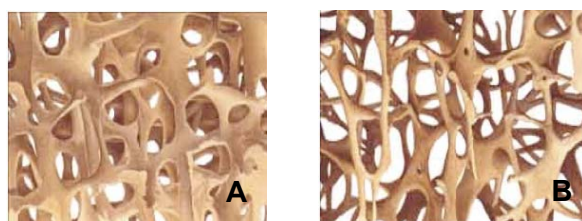


Fig. 3.4. (A) Hueso trabecular normal, (B) Hueso trabecular osteoporótico (de referencia [12]).



Los factores de riesgo independientes incluyen: mujer sobre 50, varón sobre 70 de edad, dependencia esteroides, fumador, consumo excesivo de alcohol, carencia del ejercicio, calcio dietético bajo, y carencia de la exposición a la luz del sol.

Para evitar este fenómeno su puede actuar sobre el modo de vida, es decir hacer ejercicios físicos, que estimulan la densificación ósea y la musculación, alimentación equilibrada que aporte cada día las proporciones de calcio y de vitamina D adecuadas, o, si la menopausa se ha instalado, administración de un tratamiento medicinal: SERMs (*Selective Estrogen Receptor Modulator*) [12, 13].

3.2.3. Técnicas quirúrgicas de mínima invasión aplicadas en el tratamiento de las fracturas osteoporóticas

En los últimos años se ha generado un gran interés en todos los campos médicos para las técnicas de mínima invasión. La cirugía de la columna vertebral no se ha mantenido lejana de este creciente interés. Así lo demuestra el hecho de que se han desarrollado y se han llevado al nivel de protocolo clínico varias técnicas, entre las cuales se destacan las técnicas de refuerzo vertebral, como son la VP y la CP.

La VP y la CP son dos técnicas de mínima invasión, ideadas para el tratamiento de las fracturas vertebrales secundarias a la osteoporosis o enfermedades degenerativas, con el objetivo de aliviar el dolor, reforzar la columna vertebral y la movilización temprana del paciente.

Vertebroplastia

La técnica de VP percutánea con PMMA ha sido introducida por primera vez en 1987. Hoy en día, las fracturas osteoporóticas por compresión representan la indicación más importante para la VP [4,14]. Se puede recurrir a la VP cuando los distintos tratamientos conservativos (descanso en cama, medicamentos para el dolor) no han logrado mejorar el dolor de la fractura, es decir hasta 7 meses después de la fractura [15].

La VP percutánea implica la inyección, en una vértebra fracturada, de un cemento de baja viscosidad a una presión relativamente alta, para posibilitar la penetración en la estructura intersticial del tejido esponjoso del cuerpo vertebral parcialmente colapsado y rellenar las cavidades formadas tras la fractura [4].



Las ventajas de la VP son su inmediata eficacia después de la intervención y su coste relativamente bajo: 150-300\$ para cada vértebra [16]. La VP se usa principalmente para reducir el dolor asociado con una fractura vertebral. El principal inconveniente es que no se puede corregir la deformación de la columna inducida por las fracturas, por el hecho de que no se puede recuperar la altura original del cuerpo vertebral.

Cifoplastia

La técnica de CP es una variedad de la VP que se desarrolló en los años 90 y ha sido aplicada por primera vez en 1998 [17]. Mientras que la VP se utiliza hasta 7 meses después de la fractura, la CP puede intervenir en los próximos días después de la fractura y como máximo 10 días después [15].

La CP es un procedimiento en el que se inserta un globo dentro de una vértebra fracturada y comprimida y se infla, después de lo cual se inyecta un cemento óseo dentro de la cavidad resultante (Figura 3.5.). La CP está diseñada para aliviar el dolor, restaurar la altura de la vértebra y mejorar la deformidad de la columna (*cifosis*) asociada con las FVC.

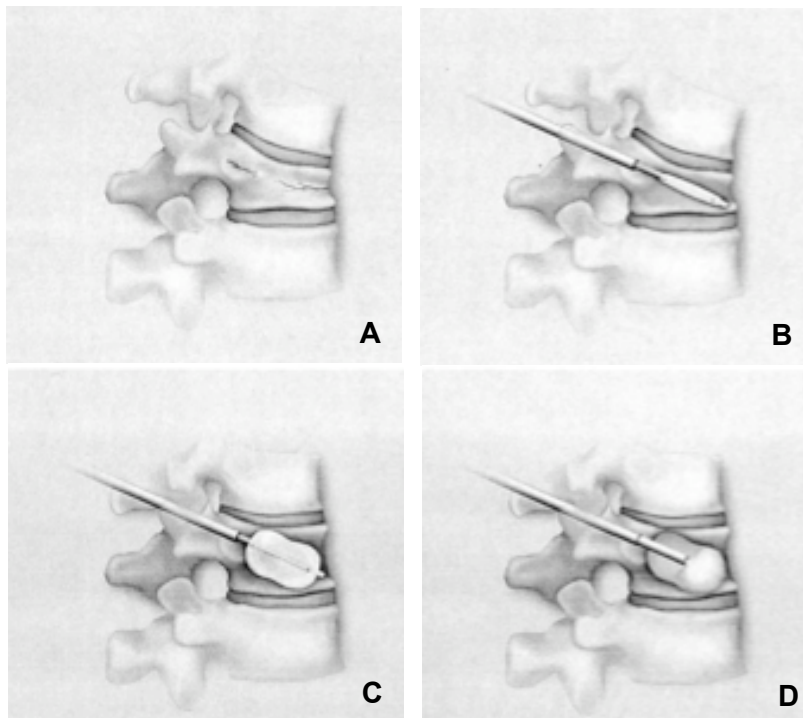


Fig. 3.5. (A) Vértebra fracturada; (B) Introducción del globo; (C) Inflado del globo; (D) Rellenado de la cavidad por el cemento (de referencia [18]).



La ventaja principal de la CP es que asegura la restauración de la altura del cuerpo vertebral con la ayuda de un globo hinchable, lo que permite, tras la retirada del balón, la inyección de un cemento de alta viscosidad bajo una presión baja de inyección, y así se previene el riesgo de extravasación de cemento [4]. El coste de una unidad de CP es de 3400\$ [17].

Materiales y protocolo clínico

Para las 2 técnicas de mínima invasión que son la VP y la CP, se trata de inyectar el cemento al nivel del hueso esponjoso. El modo operatorio es el siguiente:

- (a) El paciente se posiciona adecuadamente, en decúbito prono o decúbito lateral, en función de la región vertebral intervenida.
- (b) Se colocan adecuadamente las cámaras de fluoroscopia para proyectar imágenes en tiempo real de las vértebras involucradas.
- (c) Bajo anestesia local o general se hace una incisión de 1cm para insertar la aguja/cánula a través del pedículo de la vértebra a curar.
- (d) Cuando es ideal la posición de las agujas, se inyectará el cemento directamente en la fractura para la VP o en una cavidad creada en el cuerpo vertebral gracias a un globo hinchado para la CP (Figura 3.6.), bajo una guía fluoroscópica para controlar su repartición del cemento y así prevenir los fenómenos de extravasación (ver sección 3.2.3 *Resultados y complicaciones*).

El material utilizado para la intervención quirúrgica es el siguiente [18,19,20]:

- (1) El balón, que esta constituido por una especie de plástico muy resistente. Una marca comercial extensamente utilizada es *KyphX® Inflatable Bone Tamps* [18].
- (2) Un dispositivo de presión que permite que el médico supervise la presión de inflado, el volumen y el desinflado controlado del balón.
- (3) Un sistema estéril de herramientas quirúrgicas (alambres guía, cánula de trabajo de 4,2 mm de diámetro, catéter para balones de 10, 15 o 20 mm de longitud) disponibles para alcanzar y crear un canal de trabajo pequeño dentro del hueso fracturado, que servirá a posteriori para la colocación adecuada de los balones y la inyección del cemento.



- (4) Un sistema inyector estéril que permite empujar el cemento en la cavidad bajo control manual; una jeringa *Luerlock* de 2-3 mL; una cánula/aguja de 10-12 cm y de 3 mm de diámetro [18,20].

Resultados y complicaciones

En la mayoría de los pacientes tratados tanto con VP como con CP se registra una significativa disminución del dolor (entre 73-97%) [21-27]. Algunos autores han divulgado la capacidad de la CP para recuperar la altura vertebral y mejorar la rectitud de la columna [27,28]. El porcentaje de las complicaciones es reducido, pero la extravasación del cemento fuera de los límites vertebrales resulta frecuentemente en la VP.

En las dos técnicas pueden aparecer complicaciones [29] a corto o largo plazo:

- Complicaciones a corto plazo: la extravasación del cemento, que representa del 38% al 72,5% de los casos para la VP [30], y puede provocar embolias pulmonares o complicaciones neurológicas si parte del cemento se infiltra en los canales por donde pasan los vasos sanguíneos; incremento del dolor producido por el calor o por la presión sobre la medula espinal o las raíces nerviosas.
- Complicaciones a largo plazo: resorción ósea o incremento del riesgo de fractura de los cuerpos vertebrales adyacentes [31] (principalmente para cementos acrílicos).



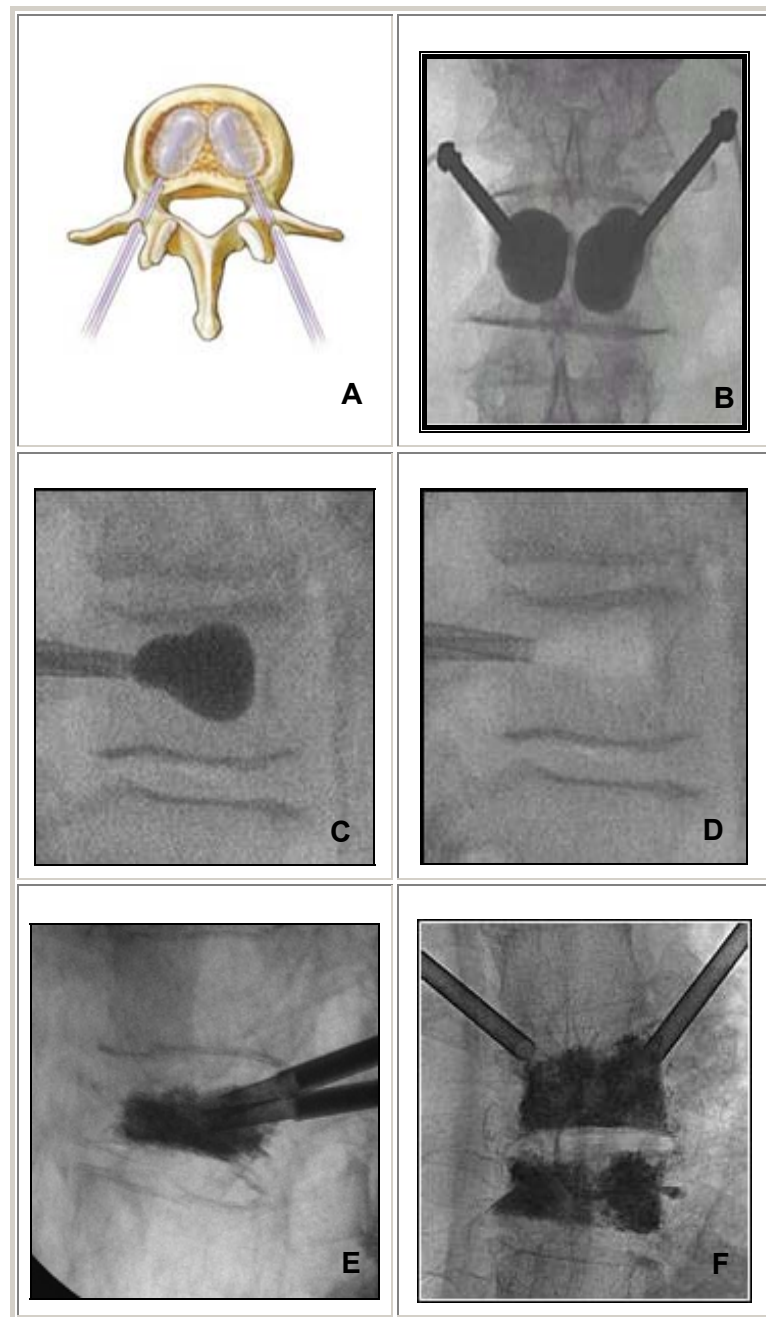


Fig. 3.6. (A) Vista axial de una vértebra: penetración transpedicular bilateral de las cánulas de trabajo. Imágenes fluoroscópicas de la región vertebral intervenida: (B) Proyección antero-posterior que evidencia los dos globos inflados dentro del cuerpo vertebral; (C) Proyección lateral de la misma región; (D) Proyección lateral de la misma región, tras la retirada de los globos; (E) Proyección lateral evidenciando la inyección del cemento (F) Proyección antero-posterior evidenciando la inyección del cemento (de referencia [18]).



3.3. Cementos óseos empleados en el tratamiento de las fracturas vertebrales

En este capítulo se amplía el estado del arte de los cementos óseos inyectables utilizados en el tratamiento de las fracturas vertebrales.

3.3.1. Cementos acrílicos

Un cemento acrílico se obtiene a partir de la mezcla de una fase en polvo con una fase líquida. Normalmente la fase en polvo esta constituida por PMMA, un iniciador (para catalizar el proceso de polimerización) y un agente radiopaco. La fase líquida monomérica incluye cantidades de acelerador (que bloquea la catálisis en el polvo que inicia la formación de radicales libres) y estabilizadores (para prevenir la polimerización prematura).

El PMMA representa el cemento más extensamente utilizado en la aplicación clínica. Las principales ventajas que presentan estos cementos son una buena biocompatibilidad, buenas características biomecánicas, son fáciles de manipular y baratos [32]. Sin embargo, los cementos acrílicos tienen algunos inconvenientes y después de la operación pueden ocurrir algunos problemas: las propiedades mecánicas de estos cementos son superiores a las del hueso, lo que puede provocar fracturas de los cuerpos vertebrales adyacentes [33-37]. Según BAROUD et al. [16] la presión aumenta del 13-18% sobre las vértebras adyacentes. Además no son bioactivos y no permiten la regeneración del hueso. El cemento acrílico se queda siempre en el cuerpo vertebral y como tiene propiedades diferentes de las del hueso, puede ocurrir que con el tiempo no haya más interconexiones hueso-material, con el consiguiente desacoplo en la transferencia de cargas. Por fin la reacción de polimerización del PMMA es exotérmica y este incremento de temperatura puede provocar necrosis en el tejido óseo [16].

3.3.2. Cementos bioactivos de fosfato de calcio

Los cementos de fosfato de calcio (CFC) se obtienen a partir de la mezcla de una solución acuosa con uno o más fosfatos de calcio, que al disolverse dan lugar a la precipitación de un fosfato de calcio menos soluble. Independientemente de la composición inicial de los CFC, se forman sólo dos productos finales: apatita y brushita. Las propiedades de fraguado y de endurecimiento de un cemento apatítico de fosfato tricálcico, son controladas por procesos de disolución y precipitación, conforme con la ecuación (Ec. 3.1):





Los CFC han llegado en el sector médico hace 15-20 años con los estudios de Brown y Chow [38]. Estaban utilizados principalmente para aplicaciones dentales y ortopédicas y desde hace poco tienen aplicaciones también en técnicas quirúrgicas de mínima invasión como la VP y la CP.

Los fosfatos de calcio presentan algunas ventajas en comparación con los cementos acrílicos, como una alta biocompatibilidad, es decir que tienen una composición similar a la de la fase mineral del tejido óseo y tienen una buena bioactividad o sea una buena osteointegración: colonización ósea y degradación [32]. Además son fáciles de manipular y tienen buenas propiedades mecánicas, parecidas a las del hueso [39].

Sin embargo la inyectabilidad de estos cementos no es reproducible. Su comportamiento en el momento de inyectarlos necesita más estudios. Los principales problemas encontrados con estos cementos son las dificultades de rellenar el tejido óseo por culpa de una mala inyección y de la decohesión del cemento, que se separa en dos fases: una líquida que se inyecta y otra sólida que forma un conglomerado en la jeringa y actúa como filtro. Según diferentes estudios [40,41] se puede mejorar la inyectabilidad de los CFC actuando sobre diferentes factores como el tamaño de las partículas, la temperatura, la relación Líquido/Polvo o la adición de aditivos, como el ácido cítrico.

La mayor parte de los estudios sobre VP o CP se hace mediante los cementos acrílicos porque hoy en día es el único cemento que tiene buena reproducibilidad e inyectabilidad. Sin embargo, parece imprescindible entender y poder predecir el comportamiento de los CFC durante la inyección para las técnicas de mínima invasión.

3.3.3. Propiedades requeridas para un cemento óseo inyectable

Un sustituto óseo para la aplicación en cirugía vertebral de mínima invasión debe cumplir una serie de requisitos [4] relacionados con la técnica médica de aplicación, las propiedades biomecánicas del cemento, la respuesta biológica después de implantación o el factor socio-económico.

- (1) Un sustituto óseo óptimo para VP debe ser fácil de aplicar, es decir, facilidad de manipulación de los componentes, procedimiento de mezcla simple y que se pueda aplicar de forma percutánea en el cuerpo vertebral a través de una cánula. Esto



supone que el material tenga una viscosidad inicial baja, que puede ser equilibrada para evitar el potencial de extravasación si el material es demasiado líquido. De gran importancia es la radiopacidad del material, que permite la visualización fluoroscópica del flujo de cemento inyectado. Es deseable también un tiempo de fraguado alrededor de 10 min, durante el cual la viscosidad del cemento tiene que mantenerse constante para permitir una aplicación controlada. Por fin la temperatura de curado debe ser lo mas baja posible.

- (2) Después de la implantación el material tiene que proporcionar un refuerzo inmediato del cuerpo vertebral y por consiguiente una movilización temprana del paciente. Las propiedades mecánicas óptimas del material (resistencia mecánica y rigidez) tienen que ser comparables con las del tejido óseo, para evitar las diferencias de carga por comparación con las regiones adyacentes no-intervenidas. Las regiones reforzadas no tienen que deteriorarse con el tiempo.
- (3) El material no debe inducir reacciones adversas sobre los tejidos circundantes. Los cementos óseos bioactivos constituyen una ventaja, pero el hecho de si tiene que ser un material biodegradable o no, sigue siendo un problema abierto.
- (4) El precio del material tiene que ser razonable para facilitar la aplicación, y de esta manera favorecer la reinserción social de los individuos y reducir las perdidas económicas.

Asimismo los requerimientos **[33,42,14]** para un cemento óseo inyectable “ideal” destinado a la aplicación en VP y CP son los siguientes:

- Fácil de inyectar en el cuerpo vertebral colapsado
- Componentes fáciles de manipular y preparación simple
- Radiopacidad elevada
- Pasta con viscosidad inicial baja (sin que tenga potencial de extravasación)
- Trabajabilidad de 6-10 min aproximadamente
- Tiempo de fraguado alrededor de 15 min, acompañado de una viscosidad constante



- Baja temperatura de curado
- Propiedades mecánicas adecuadas (comparables con las del cuerpo vertebral normal)
- Cohesión adecuada, lo que significa que la pasta endurece en un medio líquido sin desintegrarse
- Microporosidad y macroporosidad para facilitar la circulación de los fluidos biológicos y para ofrecer el andamio para la colonización celular
- Excelente osteoconductividad, osteoinductividad, bioactividad
- No tóxico; tasa de resorción adecuada
- Coste bajo

3.3.4. Cementos comerciales

Las Tablas 1 y 2 muestran una relación de los distintos cementos acrílicos y de fosfatos de calcio disponibles hoy en día para este tipo de aplicaciones o similares, respectivamente.

Tabla 3.1: Cementos óseos inyectables disponibles comercialmente (de referencia [33,34,42,43,44]).

| CEMENTOS ACRILICOS | |
|-------------------------|---|
| Marca Comercial: | Palacos® E |
| Composición: | Agente radiopaco: ZrO_2 15%-en peso |
| Características: | Alta temperatura de curado. ST=6-8 min; Compresión: 70-100 MPa. |
| Empresa: | Heraeus Kulzer |
| Marca Comercial: | Osteopal® V |
| Composición: | Agente radiopaco: ZrO_2 33%-en peso |
| Empresa: | Heraeus Kulzer |
| Marca Comercial: | Surgical Simplex® P |
| Composición: | Agente radiopaco: $BaSO_4$ 20%-en peso + 1-2 g polvo de Ta |
| Empresa: | Stryker-Howmedica |



Tabla 3.2: Cementos óseos inyectables disponibles comercialmente (de referencia [33,34,42,43,44]).

| CEMENTOS DE FOSFATOS DE CALCIO | |
|---------------------------------------|--|
| Marca Comercial: | α-BSM (Bone Substitute Material) / Biobon |
| Composición: | Polvo: ACP (50%), DCPD (50%) |
| Producto final: | Apatita |
| Características: | Cemento para VP con estabilidad biomecánica similar al PMMA |
| Empresa: | ETEX |
| Marca Comercial: | BoneSource |
| Composición: | Polvo: TTCP (73%), DCP (27%); Solución: H ₂ O, Na ₂ HPO ₄ , NaH ₂ PO ₄ |
| Producto final: | Apatita |
| Características: | Resistencia a la compresión: 50 MPa |
| Empresa: | Stryker-Howmedica |
| Marca Comercial: | Biopex |
| Composición: | Polvo: α -TCP (75%), TTCP (18%), DCPD (5%), HA (2%) Solución: H ₂ O, Succinato de sodio (12-13%) |
| Producto final: | Apatita |
| Características: | Resistencia a la compresión: 80 MPa (a 7 días) |
| Empresa: | Mitsubishi materials |
| Marca Comercial: | Norian |
| Composición: | Polvo: α -TCP (85%), CaCO ₃ (12%), MCPM (3%); Solución: H ₂ O, Na ₂ HPO ₄ |
| Producto final: | Apatita |
| Características: | Resistencia a la compresión: 50 MPa |
| Empresa: | Synthes |
| Marca Comercial: | Calcibon (anteriormente denominado Biocement D) |
| Composición: | Polvo: α -TCP (61%), CaHPO ₄ (26%), CaCO ₃ (10%), PHA (3%) |
| Producto final: | Apatita |
| Empresa: | BiometEurope |
| Marca Comercial: | chronOS Inject |
| Composición: | Polvo: β -TCP (73%), MCPM (21%), MgHPO ₄ ·3 H ₂ O (5%), MgSO ₄ (<1%), Na ₂ H ₂ P ₂ O ₇ (<1%); Solución: H ₂ O, Hialuronato de sodio (0,5%) |
| Producto final: | Brushita |
| Empresa: | Synthes |



3.4. Conclusión

La CP parece presentar mayores ventajas desde el punto de vista de la restauración de la altura del cuerpo vertebral y también de la disminución de los riesgos de extravasación gracias al globo, que permite utilizar una presión de inyección más baja que en el caso de la VP y que permite trabajar con cementos de viscosidad más alta.

Por estas razones, en la última parte de este PFC vamos a interesarnos particularmente en la técnica de la CP porque esta técnica presenta buenas perspectivas futuras. Así nuestro objetivo será modelizar la inyección del cemento desde la cánula hasta la cavidad creada por el globo y el medio poroso.



4. Estudio sobre la inyectabilidad de un cemento experimental de fosfato de calcio

4.1. Características del cemento utilizado

En la investigación de VLAD et al. [45] se determinó el efecto de la adición de óxido de hierro sobre las propiedades mecánicas y de inyectabilidad de un cemento experimental. En este PFC nos interesaremos más en las mejoras desde el punto de vista de la inyectabilidad. A continuación se muestran los resultados más relevantes del estudio de VLAD et al. ya que este estudio se ha tomado como punto de partida para relacionar los resultados y el método utilizado en los ensayos de inyectabilidad, con propiedades reológicas características del material que más tarde pudieran ser de utilidad en el estudio de simulación computacional. Los resultados que se obtuvieron son los siguientes:

4.1.1. Tiempos de fraguado

La Figura 4.1 muestra que la adición de óxido de hierro (IO) aumenta los tiempos de fraguado iniciales y finales, provocando así un incremento del tiempo de trabajo del cemento y una mejor fluidez. Este incremento de los tiempos de fraguado depende del %-en peso de IO y afecta de manera más importante al tiempo inicial de fraguado.

4.1.2. Resistencia a la compresión

La Figura 4.2 muestra la evolución de la resistencia a compresión en función del tiempo de endurecimiento para un cemento control (*CemContr*; $C_s^{0IO}(MPa)=49\pm3$; $\tau_{0IO}(h)=7.8\pm1.5$) y los cementos con adición de óxido de hierro. En el caso del *Cem8IO* (*Cem8IO*; $C_s^{8IO}(MPa)=68\pm7$; $\tau_{8IO}(h)=12.3\pm3.4$) se puede ver que la resistencia a compresión aumenta hasta 68 MPa o sea un incremento del 39% de la resistencia a compresión del *CemContr*. En el caso del *Cem24IO* (*Cem24IO*; $C_s^{24IO}(MPa)=53\pm4$; $\tau_{24IO}(h)=8.4\pm1.6$) se puede ver que la adición del óxido de hierro en un 24%-en peso no modificó de manera apreciable la resistencia a compresión del cemento control: solo un 8% de mejora. Se concluye que la resistencia a compresión del cemento control puede ser maximizada para un óptimo de adición de óxido de hierro.



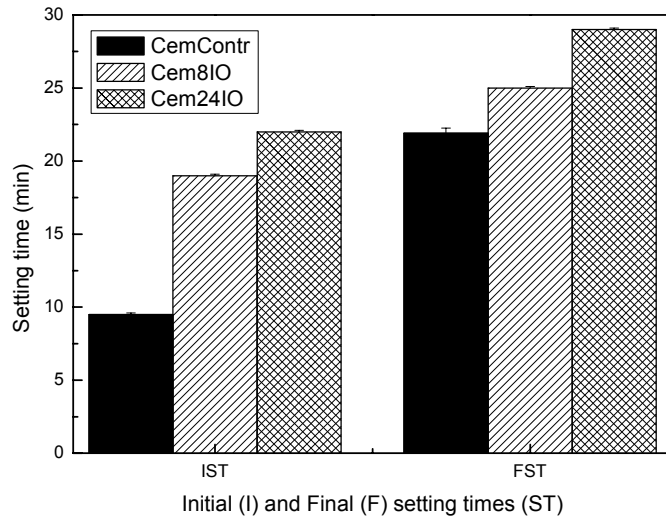


Fig. 4.1. Efecto del óxido de hierro sobre los tiempos de fraguado inicial (IST) y final (FST) de un cemento control.

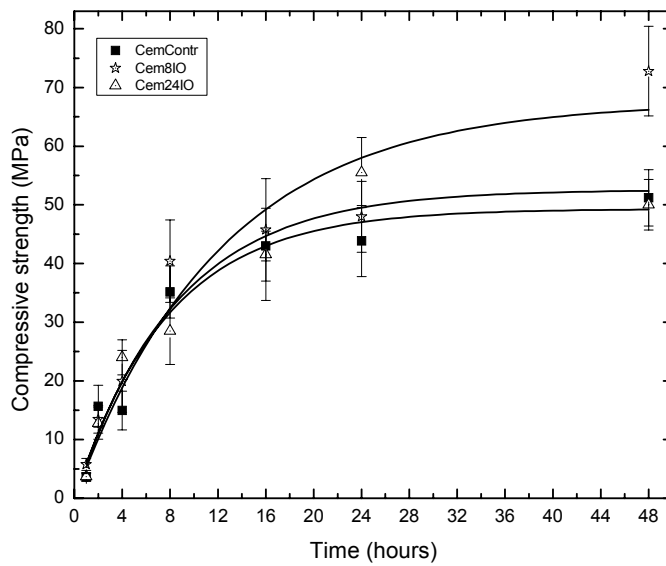


Fig. 4.2. Efecto de la adición del óxido de hierro sobre la evolución de la resistencia a compresión de un cemento control

4.1.3. Inyectabilidad

La Figura 4.3 muestra la evolución de la fuerza de extrusión (jeringa de 5mL) en función del tiempo para un cemento control y para los cementos modificados, extrudidos a los 10 min (CemContr-10; Cem8IO-10; Cem24IO-10). Para comparar el efecto del fraguado gradual del



cemento, se ha incluido el caso de un cemento control extrudido a los 20 min de iniciado su fraguado (*CemContr-20*) y un caso de extrusión sólo de agua. Se puede ver que para el agua, no se necesita “ninguna fuerza” para extrudir totalmente la jeringa. Por el contrario, se necesitan hasta 300N en sólo 5s para la extrusión del *CemContr-20* que representa sólo 4,2 mm de cemento extrudido, o sea el *CemContr-20* es un 10% inyectable. Sin embargo, cuando se adicionan 8% y 24%-en peso de IO (*Cem8IO-10* y *Cem24IO-10*), bajo las mismas condiciones, se aumenta respectivamente de 69% a 100% la inyectabilidad del cemento. Además se puede ver que más del 83% del cemento está inyectado con sólo una fuerza de 25N. Esto quiere decir que es posible obtener 100% de inyectabilidad sin afectar a la resistencia de compresión con un 24 %-en peso de IO.

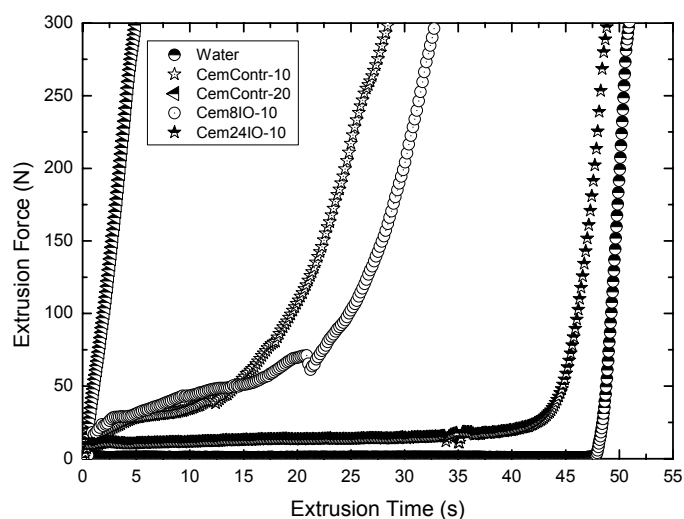


Fig. 4.3. Efecto de la adición de óxido de hierro sobre la inyectabilidad de un cemento control 10 min después de su preparación, y comparación con un cemento control 20 min después de su preparación y con agua.

4.1.4. Viscosidad

En este PFC se han utilizado los resultados anteriores obtenidos en el estudio de VLAD et al. [45] para correlacionarlos con una medida de la viscosidad de los cementos estudiados. Para determinar la viscosidad de estos cementos se han hecho nuevos ensayos de inyectabilidad con la ayuda de una máquina universal de ensayos. Se ha pretendido ver el comportamiento de la viscosidad en función del tiempo y encontrar una ecuación que describa el comportamiento de la viscosidad de estos cementos en función del tiempo para



una velocidad de deformación conocida. El material y las condiciones de ensayo utilizadas han sido las siguientes:

- Jeringa de longitud $L=5$ cm y de diámetro $D=1,5$ cm.
- Cemento control con adición de un 24%-en peso de IO.
- Velocidad de deformación : $\gamma = 0,5 \text{ s}^{-1}$.

Los ensayos se han realizado a diferentes tiempos: 6, 8, 10, 16 y 20 min. Los nuevos resultados obtenidos, que muestran la evolución de la fuerza de extrusión con el tiempo de inyección, se muestran en la Figura 4.4.

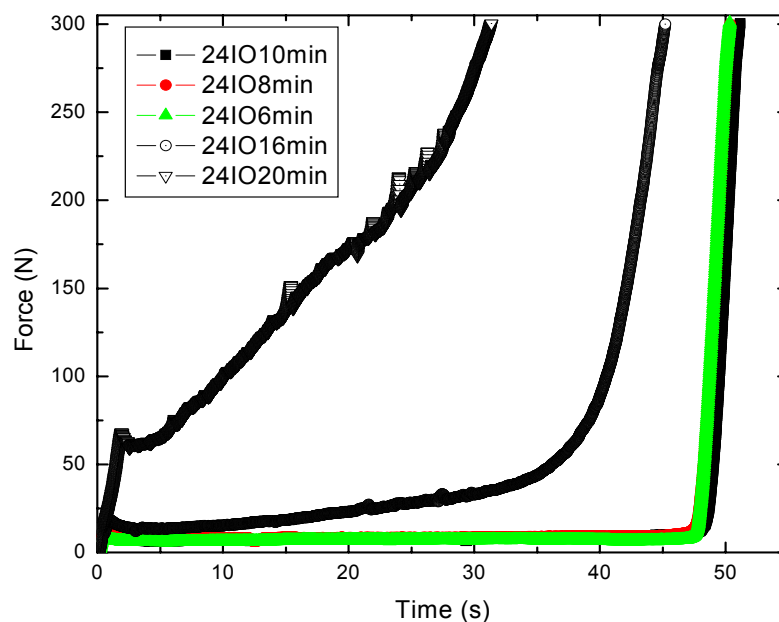


Fig. 4.4. Evolución de la fuerza de extrusión en función del tiempo para un cemento modificado con un 24%-en peso de IO, y a distintos tiempos de fraguado.

Según la Figura 4.4 se puede ver que para los tiempos de 6, 8 y 10 min la inyecctabilidad es del 100%, mientras que para 16 min y 20 min tenemos el 80% y el 50% de inyección, porque el cemento se acerca a su tiempo inicial de fraguado (IST) característico.

A partir de estos datos se ha determinado la viscosidad del cemento a partir de la ley de Hagen-Poiseuille (Ec. 4.1). Se determina la viscosidad, conociendo las dimensiones de la



jeringa, la velocidad y la fuerza de extrusión necesaria para mantener una velocidad de extrusión constante.

$$\Delta P = Q \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad (\text{Ec. 4.1})$$

Donde ΔP es el gradiente de presión ($P_{\text{entrada}} - P_{\text{salida}}$) (Pa), L la longitud de la jeringa (m) de 5 cm, r el radio de la jeringa (m) de 0,75 cm, η la viscosidad del cemento (Pa.s) y Q el caudal volumetrico (m^3/s).

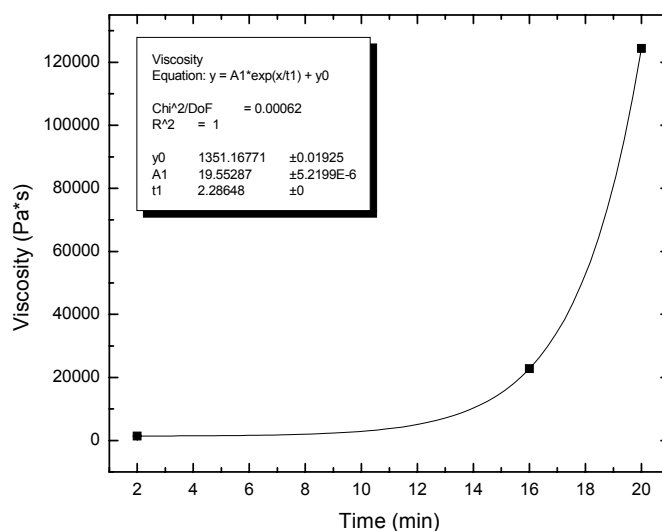


Fig. 4.5. Evolución de la viscosidad en función del tiempo

Gracias a la Figura 4.5 se puede ver que la viscosidad aumenta con el tiempo. Se pueden distinguir 2 zonas: la primera zona corresponde a una viscosidad prácticamente constante en el intervalo de 2 a 10 min, y la segunda zona, de 11 a 20 min, donde la viscosidad aumenta de manera muy importante. Se ha encontrado que una buena aproximación resulta de la siguiente ecuación de la viscosidad en función del tiempo (Ec. 4.2) :

$$\eta = A \exp^{t/t_s} + \eta_0 \quad (\text{Ec. 4.2})$$

Con η la viscosidad (Pa.s), η_0 la viscosidad inicial (Pa.s) de 1351 Pa.s, A una constante (Pa.s) de 20 Pa.s y t_s el tiempo característico (min) de 2,3 min.



Sin embargo, si consideramos que el intervalo de tiempo para inyectar un cemento durante una VP o CP está entre 2 y 10 min, es decir, antes del tiempo inicial de fraguado IST de nuestro cemento, podemos considerar que la viscosidad es aproximadamente constante en ese intervalo (de hecho varía entre 1351 y 2937 Pa.s; es decir $1000 < \eta (\text{Pa.s}) < 3000$) y suponer un comportamiento Newtoniano. Con esta información, en los siguientes capítulos se muestran las distintas aproximaciones que se han utilizado para modelizar el comportamiento reológico de estos materiales.



5. Modelo matemático

5.1. Ecuaciones diferenciales de flujo de fluidos

5.1.1. Introducción

Resulta conveniente para ulteriores propósitos de simulación (véase la sección 7) disponer de la formulación de las ecuaciones que, en su forma diferencial, modelizarán los flujos de los cementos aquí estudiados [46-49]. Dicha formulación diferencial permite estudiar los detalles del campo de flujo en aquellas regiones de interés del dominio de trabajo y son, por otra parte, el punto de partida de las soluciones computacionales que se proponen en el presente proyecto. Las ecuaciones que se formulan a continuación son la ecuación de conservación de la masa (o ecuación de continuidad) y las ecuaciones de Navier-Stokes.

El movimiento de un fluido está completamente descrito por las leyes de conservación de tres magnitudes fundamentales: masa, momento y energía. La importancia de este hecho radica en que estas tres leyes determinan, completamente, el comportamiento del sistema sin información dinámica adicional. La única información adicional necesaria está relacionada con la naturaleza del fluido: si es un fluido incompresible, si es un gas ideal, si es un fluido condensable, si es una sustancia viscoelástica, etc.

Así las cosas, un flujo de fluido se considera completamente conocido si, en cualquier instante y en cada punto del dominio, se conocen el campo de velocidades y un número mínimo de propiedades estáticas. El número de estas propiedades depende de la naturaleza del fluido; una propiedad, si el fluido es incompresible (la presión, por ejemplo) o dos, si es un fluido compresible (para un gas ideal, por ejemplo, presión y densidad) en equilibrio termodinámico.

En todos los casos en los que sea necesario, se considerará disponible la información de aquellas propiedades que definen la naturaleza del fluido (por ejemplo, viscosidad o densidad) así como la información necesaria para identificar las fuerzas externas (además de las internas) que inducen movimiento. A modo de ejemplo, gravedad, flotabilidad, Coriolis, fuerzas centrífugas en sistemas rotativos o fuerzas eléctricas y magnéticas en fluidos conductores.



5.1.2. Ecuación de continuidad

La ley de conservación de masa es una ley general de naturaleza cinemática, esto es, independiente de la naturaleza del fluido o de las fuerzas que actúan sobre él. Establece la evidencia empírica de que, en un sistema fluido, la masa no puede desaparecer ni ser creada, sin más, en el sistema. Por otra parte, no existen flujos difusivos para el transporte de masa: la masa sólo puede ser transportada por convección.

La ecuación de conservación de masa o de continuidad válida para flujos no estacionarios y compresibles es

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{c}) = 0 \quad (\text{Ec. 5.1})$$

Donde ρ es la densidad del fluido (kg/m^3) y \vec{c} es la velocidad del flujo (m/s). Cuando se expande el término que incorpora la divergencia mediante la regla del producto se obtiene

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{c}) = \frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{c} \cdot \nabla \rho + \rho \nabla \cdot \vec{c} = 0 \quad (\text{Ec. 5.2})$$

Y cuando se identifica la derivada sustancial (material o total), ésta es

$$\frac{d\rho}{dt} = \frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{c} \cdot \nabla \rho + \rho \nabla \cdot \vec{c} = 0 \quad (\text{Ec. 5.3})$$

Se obtiene una forma alternativa dada por

$$\frac{1}{\rho} \frac{d\rho}{dt} + \nabla \cdot \vec{c} = 0 \quad (\text{Ec. 5.4})$$

Dicha ecuación muestra que, cuando se “sigue” un elemento de fluido (partícula de fluido o elemento material) transportado por el campo de flujo, su densidad varía cuando cambia el término divergencia de la velocidad. Así las cosas, cuando el flujo es incompresible la ecuación se reduce a

$$\nabla \cdot \vec{c} = 0 \quad (\text{Ec. 5.5})$$

Físicamente significa que, conforme el campo de velocidades cambia en una región de un campo de flujo incompresible, el resto del campo de flujo se ajusta inmediatamente al cambio de manera que la ecuación 5.3 se cumple en todo momento en cualquier localización.



5.1.3. Ecuaciones de Navier-Stokes

Las ecuaciones de Navier-Stokes describen la física de los flujos incompresibles e isoterms en los que el presente trabajo está interesado. Éstas son

$$\rho \frac{d\vec{c}}{dt} = \nabla \cdot [-p + \eta(\nabla \vec{c} + (\nabla \vec{c}))] + \rho \vec{f}_v \quad (\text{Ec. 5.6})$$

Donde \vec{c} es el campo de velocidades (m/s), ρ es la densidad del fluido (kg/m³), p es la presión (Pa), η es la viscosidad dinámica (Pa.s) y \vec{f}_v son las fuerzas de volumen o másicas.

El término de la izquierda de (Ec. 5.6) es la derivada total o sustancial (o material) definida por

$$\frac{d\vec{c}}{dt} = \frac{\partial \vec{c}}{\partial t} + (\vec{c} \cdot \nabla) \vec{c} \quad (\text{Ec. 5.7})$$

Donde $\frac{\partial \vec{c}}{\partial t}$ es la aceleración local (nula en régimen estacionario) y $(\vec{c} \cdot \nabla) \vec{c}$ es la aceleración convectiva que da cuenta de que la propiedad es transportada por el campo.

El primer término que aparece a la derecha de (Ec. 5.6) éste es, $-\nabla p$, es el gradiente de presiones definido, en coordenadas cartesianas, por

$$-\nabla p = -\left(\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial p}{\partial z} \right) \quad (\text{Ec. 5.8})$$

El término $\nabla \cdot [\eta(\nabla \vec{c} + (\nabla \vec{c}))]$ es el término disipativo representativo de las pérdidas por rozamiento y \vec{f}_v es la fuerza volúmica. La única contribución de interés (en el presente trabajo) a este último término es la debida a efectos gravitatorios, o sea, $\vec{f}_v = -\rho \vec{g}$.

En la Tabla 5.1 se presentan expresiones particulares de las ecuaciones de Navier-Stokes en función de las características newtonianas o no del fluido, así como de las características de alguno de los medios que en este trabajo confinan el flujo bajo estudio.



Tabla. 5.1. Ecuaciones de Navier-Stokes según la geometría y las propiedades del fluido

| FLUJO NEWTONIANO | | |
|---------------------|--|--|
| | Flujo estacionario | Flujo no estacionario |
| Cánula | $0 = -\nabla p + \mu \Delta \vec{c}$ | $\rho \frac{\partial \vec{c}}{\partial t} = -\nabla p + \mu \Delta \vec{c}$ |
| Jeringa | $(\vec{c} \cdot \nabla) \vec{c} = -\nabla p + \mu \Delta \vec{c}$ | $\rho \frac{d\vec{c}}{dt} = -\nabla p + \mu \Delta \vec{c}$ |
| FLUJO NO NEWTONIANO | | |
| | Flujo estacionario | Flujo no estacionario |
| Cánula | $0 = -\nabla p + \nabla [\eta (\nabla \vec{c} + (\nabla \vec{c}))]$ | $\rho \frac{\partial \vec{c}}{\partial t} = -\nabla p + \nabla [\eta (\nabla \vec{c} + (\nabla \vec{c}))]$ |
| Jeringa | $(\vec{c} \cdot \nabla) \vec{c} = -\nabla p + \nabla [\eta (\nabla \vec{c} + (\nabla \vec{c}))]$ | $\rho \frac{d\vec{c}}{dt} = -\nabla p + \nabla [\eta (\nabla \vec{c} + (\nabla \vec{c}))]$ |



6. Dinámica de fluidos computacional

6.1. Introducción a los métodos numéricos

El objetivo que persiguen las disciplinas científicas es la obtención de leyes generales que permitan explicar, y así entender, los fenómenos naturales. La descripción de dichos fenómenos se plasma en ecuaciones matemáticas cuya resolución, congruente con ciertas condiciones de contorno e iniciales, permite estudiar casos particulares e incorporar dicho conocimiento a nivel tecnológico.

Sin embargo, muchas de esas ecuaciones no admiten soluciones analíticas y las ecuaciones de la mecánica de fluidos son un ejemplo de ellas. Su estudio se ha abordado desde diferentes frentes: mediante simplificaciones que permiten la obtención de soluciones analíticas, mediante técnicas de análisis dimensional que permiten la identificación de las variables de influencia (así como la combinación entre ellas) y mediante la experimentación.

Las simplificaciones, sin dejar de ser importantes, no permiten la obtención de soluciones para muchas situaciones de interés en ingeniería. El estudio de flujos complejos, debidos a la turbulencia por ejemplo, así como dominios de solución y geometrías complejas exigen niveles de detalle que obligan a dejar de lado las simplificaciones.

El análisis dimensional es una extraordinaria herramienta de análisis de la física en general y de la mecánica de fluidos en particular. La identificación de las variables de influencia, su agrupación en grupos adimensionales, la metodología idónea para optimizar los recursos experimentales así como compactar los resultados de los ensayos, son algunas de sus características más remarcables. Del análisis dimensional se establecen las relaciones de semejanza (geométrica, cinemática y dinámica) que permiten la extrapolación de los resultados obtenidos sobre modelos a escala, a prototipos a escala real aun cuando es imposible, en la práctica, asegurar las condiciones de semejanza total.

La tercera opción es la de estudiar los flujos a partir de experimentos. Claro está que la validez de los resultados (siendo éstos un conjunto limitado de observaciones) está limitado por la resolución y exactitud de los medios instrumentales disponibles y,



naturalmente, de la disponibilidad de estos últimos. En cualquier caso, la programación, el diseño y la ejecución de los ensayos exigen grandes recursos de tiempo, infraestructura humana y material, y de dinero.

Complementariamente, la evolución de los ordenadores ha permitido desde hace ya tiempo poner a disposición de la comunidad interesada de nuevas técnicas de análisis: el estudio computacional de los flujos o lo que en la actualidad se conoce como dinámica de fluidos computacional (DFC). Este método tiene por objetivo la resolución de las ecuaciones del flujo haciendo uso de herramientas numéricas discretizando el dominio de solución espacial y temporalmente [50-56].

6.2. Dinámica de fluidos computacional

Las ecuaciones que describen los flujos de fluidos son ecuaciones en derivadas parciales en su versión diferencial, o ecuaciones integro-diferenciales en su versión integral. La solución de estas ecuaciones mediante métodos numéricos necesita realizar dos discretizaciones: una espacial y otra temporal, y la calidad de la solución depende de la calidad de dicha discretización. Dichas discretizaciones aproximan las ecuaciones mediante diferentes tipos de formulaciones matemáticas (diferencias finitas, volúmenes finitos, elementos finitos etc.) que incorporan los valores de las propiedades de interés en los diferentes nodos de una malla de cálculo. De esta manera, las ecuaciones se transforman en sistemas de ecuaciones algebraicas que son las que a la postre deben resolverse y que se caracterizan por tener una dimensión muy elevada.

Es importante tener presente que la solución obtenida por un método numérico es una aproximación de mayor o menor calidad del proceso real y que existen diferentes etapas en el proceso de resolución que pueden dar lugar a diferencias entre el resultado final y las observaciones experimentales.

En la primera etapa del proceso se plantea la descripción físico-matemática del problema a resolver y se establece un modelo más o menos realístico del fenómeno real bajo estudio. A modo de ejemplo, las ecuaciones de Navier-Stokes son las ecuaciones que describen el flujo de fluidos que son de interés en el presente proyecto.

La segunda etapa consiste en realizar la discretización espacial y temporal del dominio de solución, lo cual añade nuevas aproximaciones al proceso de resolución numérica. En



la sección 6.3 se comentan, sucintamente, tres grandes técnicas usadas en la discretización de las ecuaciones: el método de las diferencias finitas (DF), el método de los volúmenes finitos (VF) y el método de los elementos finitos (EF).

La tercera etapa consiste en la resolución de los sistemas de ecuaciones algebraicas resultantes de las discretizaciones. Este proceso depende del tipo de ecuaciones que en la mayoría de los casos son no lineales lo que obliga a la utilización de nuevas aproximaciones que permitan su linealización junto con métodos iterativos de solución.

En el momento de interpretar y verificar los datos obtenidos es de suma importancia la representación gráfica de los resultados. La cantidad de información obtenida en un proceso de simulación puede ser enorme y se necesitan herramientas de posprocesado potentes para poder analizar y manipular ágilmente los resultados y, así, llegar a sacar conclusiones del estudio. En la fase de posprocesado la experiencia del usuario es de suma importancia a la hora de detectar problemas y errores en la solución.

6.3. Métodos de discretización

6.3.1. Diferencias finitas

Es el más antiguo y también el más sencillo de usar cuando las geometrías son sencillas. El punto de partida son las ecuaciones de conservación en forma diferencial. El dominio de la solución es cubierto por una malla y en cada punto de la malla, la ecuación diferencial es aproximada a partir de los valores nodales de las funciones.

En principio es posible aplicar DF a cualquier tipo de malla pero es usual utilizarlo con mallas estructuradas con las que este método es particularmente simple y efectivo y con el que pueden obtenerse esquemas de orden superior muy fácilmente.

6.3.2. Volúmenes finitos

El método de VF utiliza la forma integral de las ecuaciones de conservación como punto de partida. El dominio es dividido en un cierto número de volúmenes de control contiguos sobre los que se aplican las ecuaciones de conservación. En el centroide de cada volumen se establece un nodo sobre el que se valoran las variables de interés.



El método de VF es adecuado para cualquier tipo de grid y, por tanto, útil para geometrías complejas. La malla define solamente las fronteras de los volúmenes de control y no necesita estar relacionado con un sistema coordenado particular.

6.3.3. Elementos finitos

El método de los EF es similar en muchos aspectos al de VF. El dominio se subdivide en un conjunto de elementos discretos generalmente no estructurados; en 2D se utilizan elementos tipo triángulo o cuadrilátero, mientras que en 3D se utilizan tetraedros y hexaedros. La característica distintiva es que las ecuaciones en el método de EF están multiplicadas por funciones de peso antes de ser integradas sobre el dominio. En su método más simple, la solución es aproximada por una función de forma lineal en cada elemento de forma que se garantice la continuidad de la solución a través de las fronteras de los elementos.

Una gran ventaja de los EF es la facilidad con la que trata geometrías complejas pues las mallas son muy fáciles de refinar. Por otra parte, el método es relativamente fácil de analizar matemáticamente y presenta algunas propiedades óptimas para cierto tipo de ecuaciones. Su principal desventaja, la cual es compartida por todos los métodos que utilizan mallas no estructuradas, es que es más difícil encontrar métodos eficaces para la manipulación de las matrices resultantes.

6.4. Entorno de programación y simulación: COMSOL

Es bien sabido que mediante ecuaciones diferenciales en derivadas parciales se pueden describir una gran variedad de sistemas y fenómenos físicos. Dichas ecuaciones describen las variaciones de las propiedades en el espacio y a lo largo del tiempo y necesitan de ciertas condiciones (iniciales y de contorno) para su resolución. Se ha comentado con anterioridad que las soluciones analíticas sólo son posibles en casos muy determinados pero no a nivel general. Es en este punto en el que la resolución numérica se constituye en una herramienta de gran ayuda.

El programa que se ha utilizado como entorno de simulación computacional es *COMSOL Multiphysics*. Se trata de un entorno de simulación destinado a la resolución de ecuaciones diferenciales en derivadas parciales utilizando el método de los elementos finitos. A través de su entorno de trabajo el usuario dispone, además de las herramientas necesarias para el establecimiento de las ecuaciones que describen su modelo, de un importante número de



fenomenologías predefinidas con sus ecuaciones (modelos) agrupados en áreas temáticas (módulos) junto con librerías de materiales con un buen número de propiedades físicas relevantes.

Otro aspecto de gran importancia es la posibilidad que brinda de valorar el acoplamiento de diferentes físicas en un mismo problema de una forma muy sencilla. Esto es, valorar la acción simultánea de solicitaciones de distinta naturaleza sobre el mismo sistema.

El entorno de trabajo de COMSOL incorpora las fases fundamentales: definición del problema, resolución del mismo y posprocesado. La definición del problema se inicia seleccionando los modelos físicos a utilizar e introduciendo la geometría. El segundo paso consiste en especificar las propiedades físicas y las condiciones iniciales y de contorno en los diferentes subdominios de estudio. La etapa de resolución pasa por definir una malla de cálculo y especificar los parámetros del método de cálculo a utilizar. En este punto ya se puede ejecutar el motor de cálculo para la resolución del problema. La tercera etapa consiste en el posprocesado de resultados para el que se utilizan herramientas de gran versatilidad a la hora de representar resultados gráficos así como cálculos matemáticos de todo tipo.



7. Preliminares computacionales

7.1. Introducción

En esta sección se justifica la metodología seguida a la hora de obtener los resultados de las simulaciones que se presentan. Dicha metodología se fundamenta en el establecimiento de unas condiciones de simulación iniciales que permitan valorar que, tanto el modelo utilizado, como la discretización usada son consistentes, así como que las ulteriores valoraciones de los resultados pueden ser contrastables teóricamente o a partir de resultados experimentales actualmente aceptados por la comunidad científica.

Es por ello que mediante el estudio del establecimiento de una corriente laminar en una cánula de área de sección recta constante podamos valorar que las consideraciones que se implementarán en la simulación de problemas complejos son inicialmente correctas. Este *setup* permite, a modo de ejemplo, deducir que los valores obtenidos relacionados con longitudes de entrada, perfiles de velocidad en desarrollo y desarrollados, caídas de presión, coeficientes de fricción o caudales volumétricos, se corresponden con los documentados en la bibliografía y que, además, son congruentes con unas especificaciones relativas a condiciones de contorno e iniciales así como de calidad de la malla de discretización específicas [50, 54-56].

A partir de este momento, ajustados los parámetros básicos para la posterior descripción de los flujos de cementos, las sucesivas simulaciones se obtienen utilizando como soluciones iniciales las obtenidas previamente. Así se asegura una rápida convergencia del método y se simplifican los esfuerzos computacionales necesarios. En las secciones siguientes se observará cómo cada nueva simulación incorpora un grado de dificultad adicional sin dejar de hacer uso del mismo modelo físico-matemático, similar malla de discretización, parecidas (sino idénticas) condiciones de contornos e iniciales y, básicamente, mismas valoraciones durante el postprocesado.

Se comienza con el análisis de un flujo newtoniano en desarrollo en una cánula de área de sección recta constante. Se sigue, haciendo uso de la misma geometría, con el estudio de flujos de fluidos no newtonianos de ecuación constitutiva no lineal pero estacionaria (esto es, básicamente comportamientos plásticos, pseudoplásticos o dilatantes) y se finaliza con el estudio de flujos de fluidos no newtonianos de ecuación reológica no lineal y no estacionaria



como simulación más cercana al comportamiento real y experimentalmente observable de los cementos objeto este estudio. De hecho, esta última valoración incorpora las últimas propuestas que la comunidad científica hace servir a la hora de predecir con garantías la inyectabilidad de cementos óseos.

De esta forma, y una vez efectuadas las valoraciones anteriores, se está en disposición de analizar las prestaciones fluidicas de diferentes geometrías propuestas como elementos o cánulas de sistemas de inyección de cementos óseos.

7.2. Flujo Newtoniano en desarrollo en una cánula

7.2.1. Consideraciones iniciales

Como ya se ha comentado, en este apartado se van a llevar a cabo las primeras valoraciones a partir de las que ajustar los parámetros básicos del entorno de programación para posteriores simulaciones. En este sentido, el estudio de un flujo laminar confinado en desarrollo permite la obtención de resultados contrastables y verificables tanto teórica como experimentalmente.

Consideraremos la velocidad de entrada uniforme y computaremos el efecto memoria que el flujo tiene de su condición de entrada (véase figura 7.1)

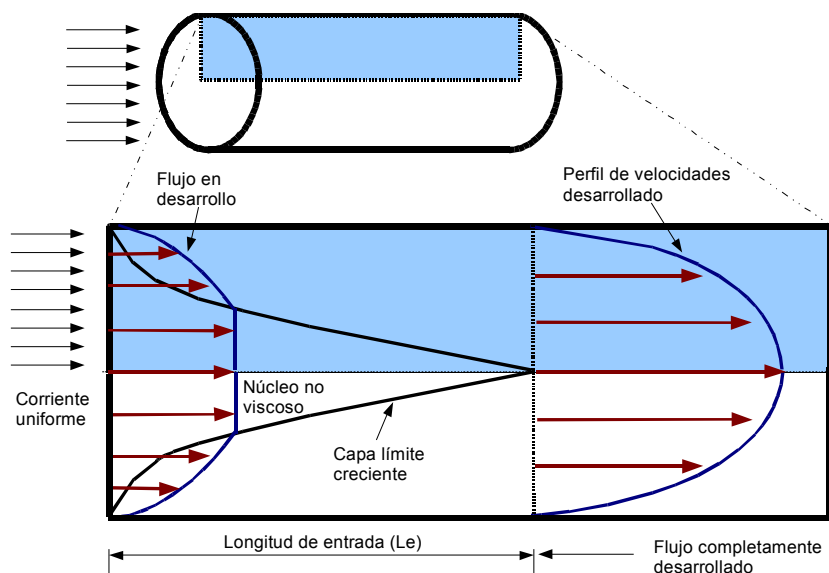


Fig. 7.1. Flujo en desarrollo en una cánula y detalle de la simetría axial para transformar el problema 3D en 2D (de referencia [50]).



La difusión de cantidad de movimiento desde las paredes, debido a la viscosidad del fluido, hace crecer la capa límite hasta alcanzar el centro de la conducción, momento a partir del cual, consideraremos que las condiciones de flujo son unidireccionales.

Esto es, el fluido se mueve sólo en una dirección, el contorno que confina el flujo es de longitud infinita y su forma no varía en la dirección del movimiento. Esto último unido al carácter incompresible del flujo hace que los términos convectivos no lineales desaparezcan y puedan obtenerse soluciones analíticas de las ecuaciones del movimiento (en términos, en este caso, de perfiles parabólicos de velocidades) con las que contrastaremos las simulaciones numéricas. Una vez el flujo entra en la conducción, se frena en las paredes y se acelera en el centro. En realidad, la aceleración del núcleo no viscoso va acompañada de una caída de presión que tiende a acelerar el flujo en la capa límite reduciendo su velocidad de crecimiento.

Los objetivos que se persiguen en esta sección deben permitir establecer criterios de calidad de la malla congruentes, naturalmente, con las condiciones (iniciales y de contorno) que aseguren que los resultados corroboren la solución analítica conocida para este tipo de flujos una vez desarrollados completamente (flujos de Poiseuille en un conducto de sección recta constante). Es importante señalar que, a pesar del estado inicial de estudio, el comportamiento en flujo de los cementos en los que se está interesado no está lejos de lo que en este apartado se apunta y que conforma el *setup* computacional básico para ulteriores simulaciones.

Para alcanzar dichos objetivos se valorarán, en primer lugar, la longitud de entrada que debe recorrer el flujo hasta establecerse un flujo completamente desarrollado y laminar. En segundo lugar, los parámetros básicos de un flujo de Poiseuille, éstos son, perfiles parabólicos de velocidades y caudales volumétricos descritos por la ley de Hagen-Poiseuille. En tercer y último lugar, se valorará mediante análisis paramétricos la influencia que tiene la viscosidad en la difusión de cantidad de movimiento, en los valores de presión a la entrada necesarios para mantener un flujo particular en la cánula así como las condiciones de flujo establecidas para valores de presión de entrada dados.



7.2.2. Especificaciones del problema

Geometría y características del fluido

Las características del flujo y las propiedades del fluido se muestran en la tabla 7.1. Las dimensiones de la cánula utilizadas son las utilizadas para la cifoplastia [20]. La velocidad de inyección es representativa de un protocolo clínico y se corresponde con un caudal de entre 4 y 7 cm³/min [20]. Naturalmente, la simetría axial señalada en la figura 7.3 permite simplificar notablemente los costes computacionales transformando un problema 3D en otro 2D.

Tabla 7.1. Características del flujo y propiedades del fluido.

| Velocidad de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro | Longitud |
|-------------------------------|---------------------|------------------------|----------|----------|
| $1 \cdot 10^{-2} \text{ m/s}$ | 2 Pa.s | 2200 kg/m ³ | 3,175 mm | 12 cm |

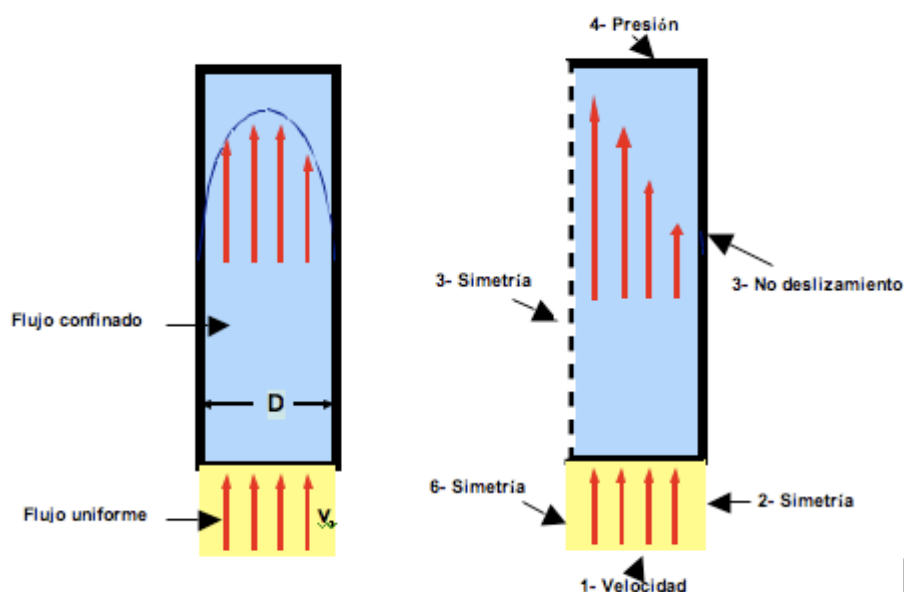


Fig. 7.2. Representación esquemática destinada a la estimación de los efectos de entrada hidrodinámicos (izquierda) en el establecimiento de una corriente laminar newtoniana y condiciones de contorno (derecha).



Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno para este problema se presentan en la tabla 7.2 y en la figura 7.3 los contornos que definen el dominio.

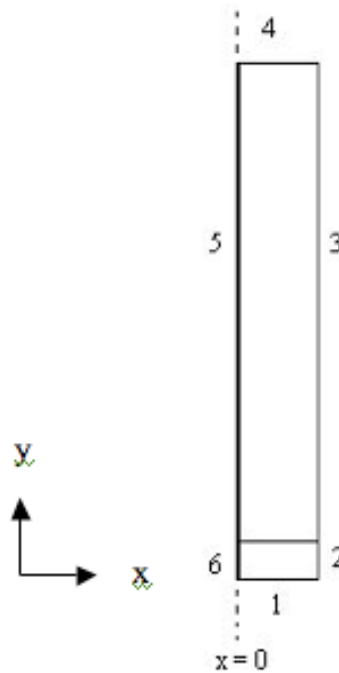


Fig. 7.3. Identificación de los contornos que configuran el dominio de cálculo para el flujo newtoniano en desarrollo en una cánula.

Tabla 7.2. Condiciones de contorno correspondientes al flujo newtoniano en desarrollo en una cánula.

| Contorno | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|----------|-----------|----------|------------------|---------|----------|----------|
| Tipo | Velocidad | Simetría | No deslizamiento | Presión | Simetría | Simetría |
| u | 0 | - | - | - | - | - |
| v | $v0$ | - | - | - | - | - |
| p | - | - | - | $p0$ | - | - |



Mallado

La necesidad de observar ciertos detalles del flujo obliga a refinar la malla allí donde éstos se manifiestan. En el caso que nos ocupa, los bordes de la conducción que confina el flujo configuran la región de detalle pues es ella la que determina las condiciones de flujo desarrollado aguas abajo. Es importante señalar que el presente caso refleja, posiblemente, la situación más severa con la que simular las condiciones de desarrollo debido a la transición desde unas condiciones de flujo uniforme (externo) a otras de confinamiento (interno) de forma súbita y repentina.

Naturalmente, la estrategia escogida para el mallado consiste en refinar la malla en las zonas de interés y detalle, y relajar el refinado allí donde el flujo ya está completamente desarrollado. En esta región, los términos convectivos de la ecuación de Navier-Stokes no contribuyen pues la geometría no varía.

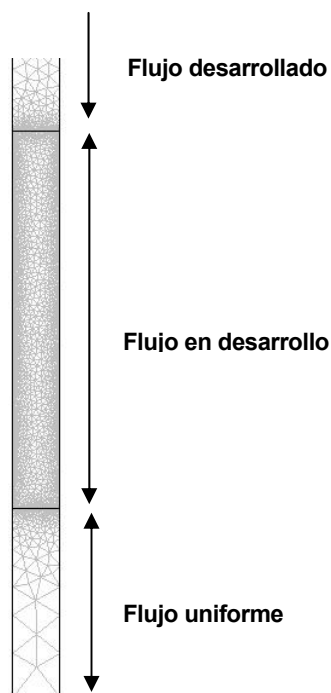


Fig. 7.4. Detalle de los refinados establecidos para la malla en el borde de entrada, en la región de desarrollo y en la zona de flujo completamente desarrollado.



Resolución

El proceso de resolución debe conducir al estudio y contraste del flujo en desarrollo y ulterior valoración de la corriente laminar establecida. Naturalmente que en la corriente laminar que debe establecerse, un flujo ordenado dominado por la viscosidad, los mecanismos de transporte son exclusivamente moleculares. El número de Reynolds relacionado

$$Re = \frac{\rho c D}{\mu} \quad (\text{Ec. 7.1})$$

Donde ρ es la densidad (en kg/m^3), μ es la viscosidad (en Pa.s), D es el diámetro de la cánula (en m) y c es la velocidad de entrada (en m/s), que es igual a 0.03. En estas condiciones, cuando el flujo está completamente desarrollado, las soluciones analíticas identifican los perfiles de velocidades como parábolas (en 2D) con su velocidad máxima igual al doble de la velocidad media. Sin embargo, dichos perfiles parabólicos se establecen una vez que el flujo ha recorrido una cierta distancia, la longitud de entrada, y la corriente está desarrollada. Este primer parámetro es el que inicialmente permitirá valorar la bondad de las condiciones de simulación establecidas. La experiencia demuestra que la longitud de entrada puede estimarse a partir de

$$L_{\text{entrada}} = 0,058.Re.D \quad (\text{Ec. 7.2})$$

Valoraremos pues a partir de los resultados de la simulación dicha longitud de entrada durante la fase de posprocesado y lo haremos de tres formas diferentes: a partir de la monitorización de la velocidad en el centro de la cánula, a partir del seguimiento de los perfiles de velocidad en desarrollo y, por último, determinando la distancia a partir de la cual la variación de presión a lo largo de la cánula es lineal.

En la figura 7.5 siguiente se muestra un detalle de la representación 2D de la distribución del campo de velocidades en la que pueden observarse claramente el efecto de confinamiento sobre la corriente uniforme exterior.



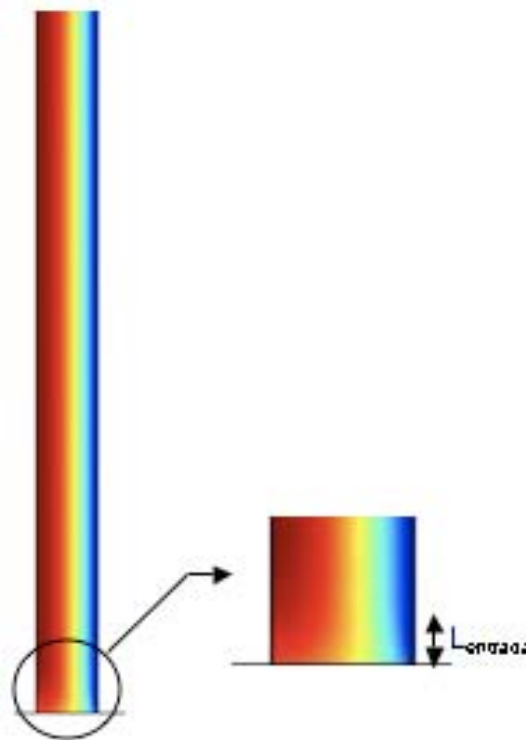


Fig. 7.5. Flujo en desarrollo en la cánula.

Posprocesado

En la figura 7.6 se presenta la evolución, a lo largo del centro de la cánula, de la velocidad del fluido. El flujo necesita recorrer únicamente unos 6 μm para establecerse completamente. Por otra parte, la velocidad máxima resultante (0.02 m/s) resulta ser, efectivamente, el doble de la velocidad media (en nuestro caso, 0.01 m/s). Puede confirmarse pues que, para condiciones análogas, en las técnicas de vertebroplastia y de cifoplastia el flujo se establece casi instantáneamente.



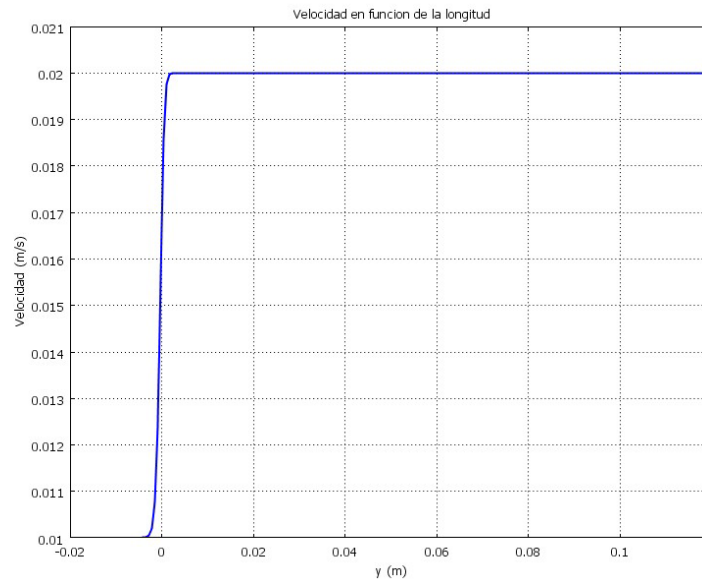


Fig. 7.6. Evolución de la velocidad en el centro de la cánula a lo largo de la misma.

En esta misma línea, el seguimiento del perfil de velocidades en desarrollo a lo largo de la cánula (véase la figura 7.7) permite identificar, superada la longitud de entrada, el perfil parabólico definitivo. Se ha contrastado el valor del caudal volumétrico obtenido a partir de la solución analítica de Hagen-Poiseuille ($7.94 \cdot 10^{-8} \text{ m}^3/\text{s}$) con el obtenido mediante simulación ($7.92 \cdot 10^{-8} \text{ m}^3/\text{s}$) y se ha comprobado, para unas especificaciones relajadas, que son prácticamente idénticos.



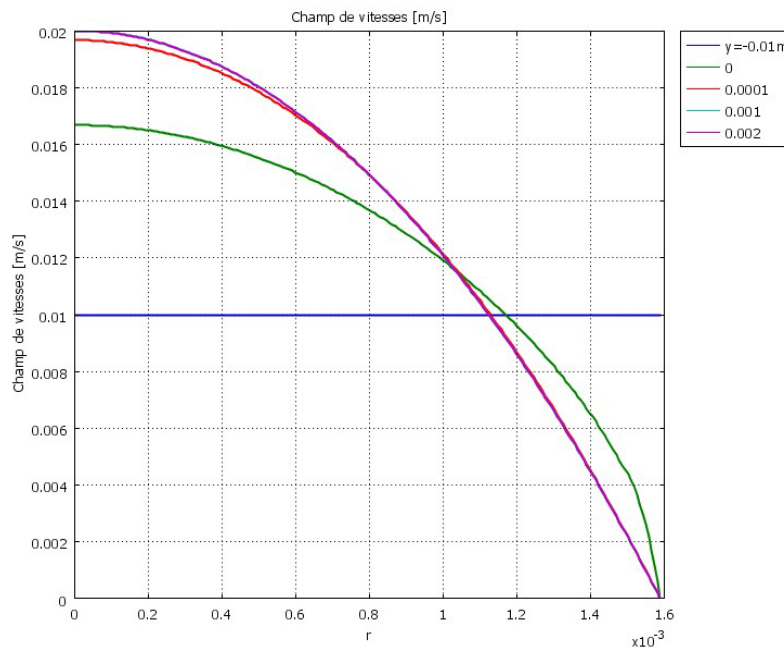


Fig. 7.7. Evolución de los perfiles de velocidad en el centro de la cánula a lo largo de la misma.

La tercera alternativa destinada a valorar la bondad de la metodología consiste en identificar el comportamiento lineal, una vez desarrollado el flujo, de la evolución de la presión (véase la figura 7.8).

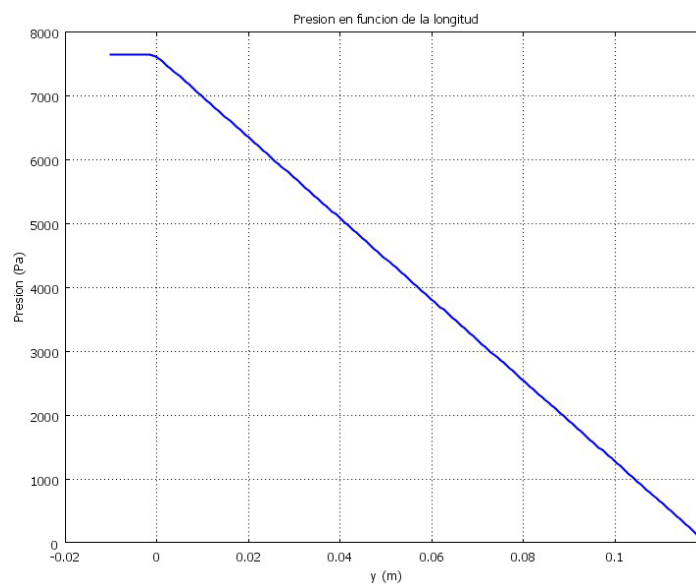


Fig. 7.8. Evolución de la presión a lo largo de la cánula. Cuando se alcanzan las condiciones de flujo desarrollado la caída de presión es constante.



En la figura 7.9 se muestra la influencia de la viscosidad sobre los valores de presión necesarios a la entrada de la cánula para mantener las condiciones de flujo preestablecidas. Este es un detalle particularmente importante durante los procesos de inyección de los cementos pues determina las condiciones de presión a la entrada que permiten asegurar unas condiciones de flujo particulares.

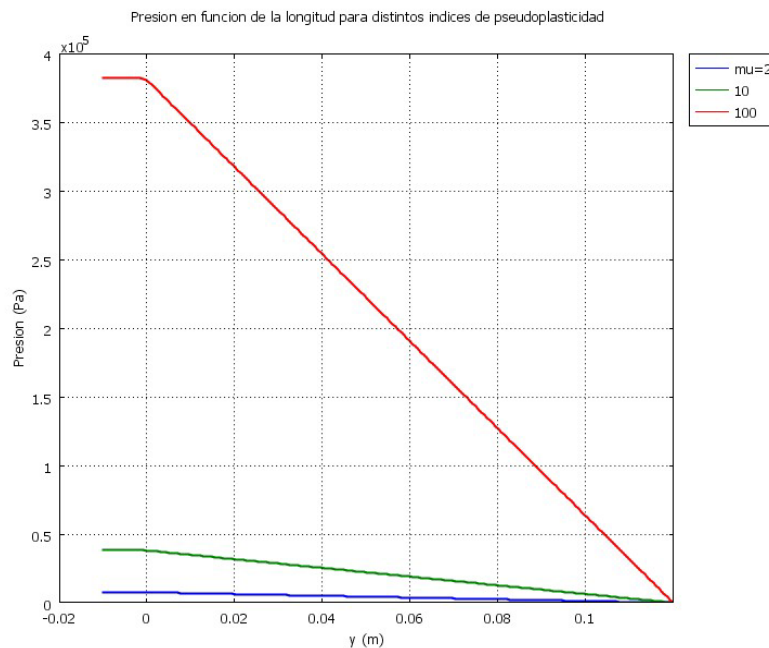


Fig. 7.9. Evolución de la presión a lo largo de la cánula para diferentes valores de viscosidades. Cuando se alcanzan las condiciones de flujo desarrollado la caída de presión es constante.

Como se observa del análisis paramétrico de la figura 7.9, cuando la viscosidad es de 2 Pa.s la presión necesaria a la entrada es de 10 kPa, para una viscosidad de 10 Pa.s la presión de entrada debe ser igual a 40 kPa y cuando la viscosidad es de 100 Pa.s la presión de entrada es cercana a 400 kPa.

En la figura 8.10 se muestra la influencia de la viscosidad sobre los perfiles de velocidad para una presión de entrada determinada (100 kPa). Así se puede ver que cuanto más aumenta la viscosidad, la velocidad o el caudal, disminuye.



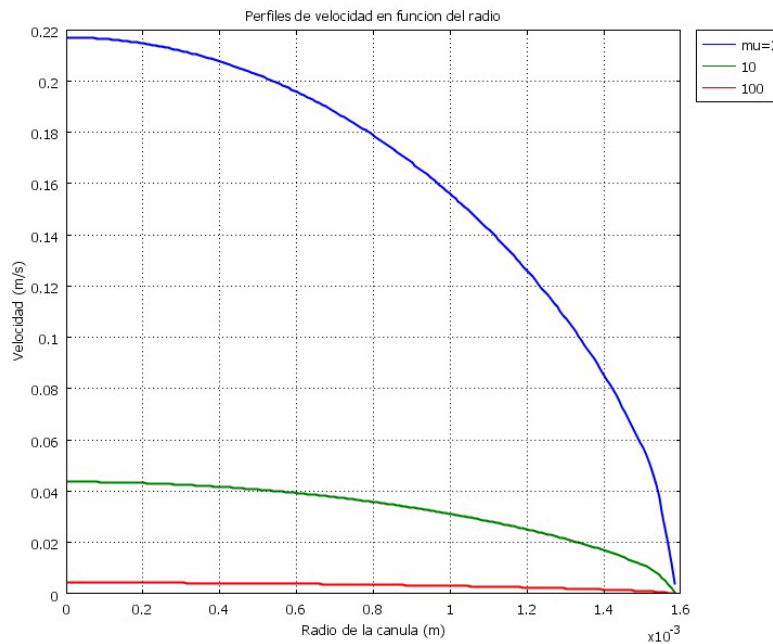


Fig. 7.10. Evolución de los perfiles de velocidad en función del radio de la cánula para diferentes valores de viscosidades.

Según la figura 7.10 se puede ver que para una viscosidad de 2 Pa.s, la velocidad es de 22 cm/s, para una viscosidad de 10 Pa.s la velocidad es de 4,5 cm/s y para una viscosidad de 100 Pa.s la velocidad sigue disminuyendo hasta 0,5 cm/s.

7.2.3. Conclusiones

- ☐ Se dispone ahora de un *setup* computacional inicial fácilmente adaptable a otros problemas de flujo semejantes.
- ☐ Se han contrastado los valores de longitud de entrada obtenidos por simulación con los valores estimados actualmente admitidos.
- ☐ Se ha realizado un análisis paramétrico con el que se ha dilucidado la influencia que la viscosidad tiene en la difusión de cantidad de movimiento.
- ☐ Se han contrastado los resultados de la simulación con las soluciones analíticas conocidas para un derrame laminar en una cánula, básicamente a partir de valoraciones en términos de velocidad y de caudal.



- Se ha realizado un análisis paramétrico a partir del que valorar los valores de presión de entrada admisibles para unas condiciones dadas de flujo establecido en la cánula. Este resultado es de remarcable interés en la inyección de cementos pues determina las presiones de trabajo en el dispositivo de inyección.
- Se ha realizado un análisis paramétrico con el que evidenciar la influencia que la viscosidad tiene sobre la corriente finalmente establecida en términos de velocidades y caudales pues, son éstos, uno de los parámetros de interés durante la inyección de los cementos óseos.

Como valoración adicional se incluye un análisis de convergencia pues se considera que, siempre en las primeras valoraciones, debe comprobarse la influencia que la calidad de la malla tiene sobre la calidad de los resultados. A continuación se presenta el resultado final haciendo uso de la malla que finalmente se ha hecho servir.



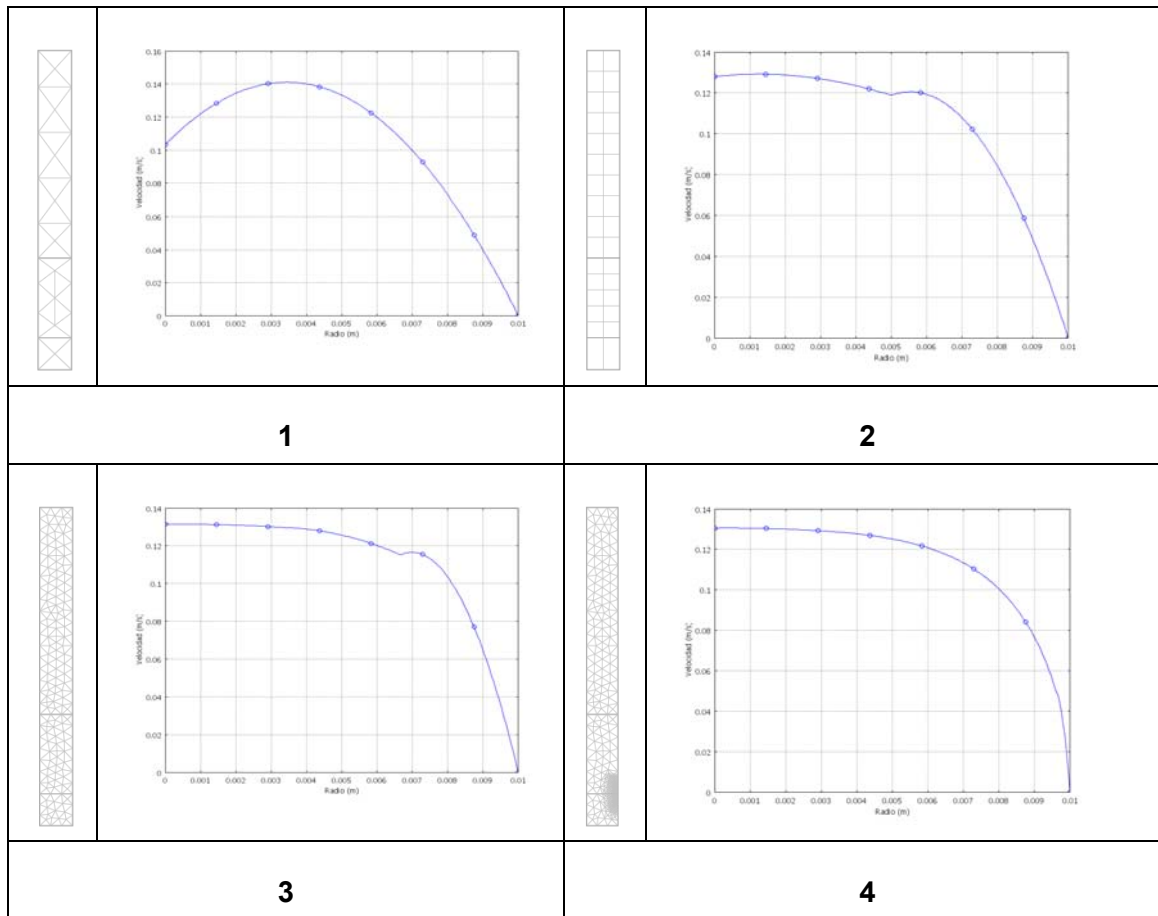


Fig. 7.11. Influencia del tipo y calidad de la malla en la evaluación del perfil de velocidades en la sección de entrada a la cánula. 1) mallado grosero; 2) mallado estructurado; 3) mallado no estructurado refinado; 4) refinado del caso 3 en el borde de entrada a la cánula. El caso 4 reproduce fielmente el perfil en desarrollo por cuanto el refinado realizado es capaz de reproducir los efectos fluidodinámicos de confinamiento súbito que la cánula ejerce sobre el flujo.



7.3. Flujo en desarrollo de un fluido no newtoniano de ecuación constitutiva no lineal y estacionaria en una cánula

7.3.1. Consideraciones iniciales

La mayoría de fluidos homogéneos de bajo/medio peso molecular y la mayoría de disoluciones diluidas son fluidos newtonianos. La interpretación moderna de la ley de la viscosidad de Newton establece la proporcionalidad (a través de la viscosidad dinámica), en condiciones isotermas, entre esfuerzo cortante y velocidad de deformación. A pesar de su sencillez, existe abundante bibliografía en la que se demuestra que, incluso bajo patrones extraordinariamente complejos de flujo turbulento, las predicciones teóricas basadas en este modelo son experimentalmente verificables.

Por otro lado, los sistemas polifásicos, soluciones poliméricas, emulsiones y suspensiones son algunos ejemplos de fluidos no newtonianos. Éstos se caracterizan por sus parámetros reológicos que son los coeficientes de las ecuaciones que describen su comportamiento o a partir de reogramas que son las representaciones gráficas de algunas de ellas (figura 7.12).

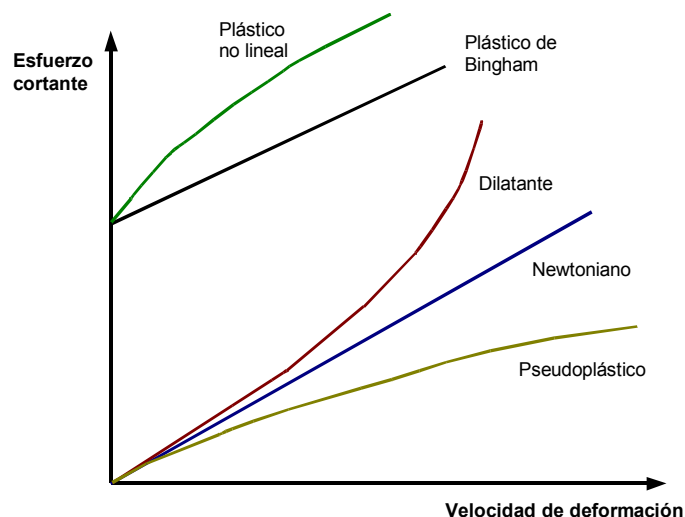


Fig. 7.12. Reogramas correspondientes a fluidos no newtonianos de ecuación reológica no lineal pero estacionaria.



La clasificación fundamental del comportamiento no newtoniano se basa en la dependencia funcional entre esfuerzo tangencial y velocidad de deformación. De esta forma se distinguen tres tipos de comportamiento no newtoniano:

- Fluidos de ecuación constitutiva no lineal pero estacionaria (véase la figura 7.12).
- Fluidos que presentan una estructura dependiente del tiempo (substancias tixotrópicas).
- Substancias cuyo comportamiento resulta de la combinación de una componente viscosa (newtoniana o no) y una componente elástica (materiales viscoelásticos).

La pseudoplasticidad es, probablemente, el comportamiento no newtoniano más común. Se caracteriza porque la fluidez se incrementa cuando aumenta la velocidad de deformación. Algunos cultivos de microorganismos, los polímeros y sus disoluciones, las dispersiones coloidales, las emulsiones, los barnices, entre otros, presentan este tipo de comportamiento.

Hay ciertos materiales que parecen dilatarse cuando son sometidos a esfuerzos cortantes. Esta dilatación disminuye su fluidez tanto más cuanto más grande es el esfuerzo aplicado. Es un comportamiento extraño comparado con el pseudoplástico y se presenta en algunas suspensiones concentradas de sólidos, en proteínas y en ciertas disoluciones de polímeros y detergentes. Se trata de un comportamiento típico de dispersiones compactadas como harina o tierra mezcladas con agua. Para éstas se admite que su comportamiento dilatante aparece a causa del aumento de la superficie total efectiva sólida al disgregarse los paquetes de partículas sólidas a medida que se incrementa el esfuerzo aplicado. Dado que la dilatación está asociada a una variación de volumen y la dilatación a un esfuerzo cortante se trata, en realidad, de fenómenos diferentes. No obstante, como que los materiales que muestran un efecto, en general, muestran los dos, en ocasiones son intercambiables.

La plasticidad es un fenómeno mostrado por ciertos materiales que sometidos a esfuerzos tangenciales por debajo de cierto valor umbral se comportan como sólidos elásticos, esto es, con capacidad de almacenar cierta cantidad de esfuerzo. Para valores superiores al umbral, la muestra se deforma de manera continua, como un fluido viscoso, presentando una dependencia lineal entre esfuerzo y velocidad de deformación (en el caso de plásticos de Bingham) o no lineal (en el caso de plásticos no lineales y plásticos dilatantes). Pastas dentífricas, chocolates, pomadas, gomas naturales, mayonesas y suspensiones



concentradas, en general, presentan este comportamiento viscoplástico. En muchos casos están constituidas por una fase dispersa en forma de partículas en un medio dispersivo. Para concentraciones suficientes de la fase dispersa, la interacción entre partículas puede conducir a la formación de una estructura rígida capaz de soportar esfuerzos cortantes por debajo de cierto límite (su propio umbral de fluencia) sin fluir.

7.3.2. Especificaciones del problema

Geometría y características del fluido

Las características del flujo y las propiedades del fluido se muestran en la tabla 7.3. Las dimensiones de la cánula utilizadas son las utilizadas para la cifoplastia [20]. La velocidad de inyección es representativa de un protocolo clínico y se corresponde con un caudal de entre 4 y 7 cm³/min [20]. Nuevamente se hace uso de la simetría axial señalada en la figura 7.3 para simplificar los costes computacionales transformando el problema 3D en otro 2D.

Tabla 7.3. Características del flujo y propiedades del fluido.

| Velocidad de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro | Longitud |
|-------------------------------|-------------------------------|-----------------------|--------------------|-----------------|
| $1 \cdot 10^{-2} \text{ m/s}$ | $\eta = m \dot{\gamma}^{n-1}$ | 2200 kg/m^3 | $3,175 \text{ mm}$ | 12 cm |

La diferencia entre este apartado y el apartado 7.3.1 anterior es que ahora se ha seleccionado un modelo potencial de *Ostwald–de Waele* como funcional para la viscosidad no newtoniana. El modelo potencial, junto con otros modelos empíricos propuestos, son muy utilizados en problemas prácticos en ingeniería (grandes deformaciones con o sin transferencia de calor) cuando de lo que se necesita es de una expresión no newtoniana para la viscosidad en las ecuaciones de Navier-Stokes. El modelo potencial establece una expresión para la viscosidad no newtoniana del tipo

$$\eta = m \dot{\gamma}^{n-1} \quad (\text{Ec. 7.3})$$

Donde η es la viscosidad no newtoniana (Pa.s), $\dot{\gamma}$ es la velocidad de deformación (s⁻¹), m es el índice de consistencia y n es el índice de no linealidad. Dicho índice de no linealidad permite ajustar comportamientos newtonianos ($n=1$), pseudoplásticos ($0 < n < 1$) o dilatantes



($n > 1$). Sin embargo, a pesar de su extraordinaria utilidad práctica estos modelos empíricos presentan algunas limitaciones que deben ser bien comprendidas. Sus coeficientes dependen, en general, de la temperatura, de la presión así como de la naturaleza particular de la muestra y, además, no facilita información de la influencia de algunas propiedades físicas importantes como son la distribución de pesos moleculares o la concentración. Ese hecho dificulta enormemente la comparación de resultados incluso entre sustancias homólogas y sólo pueden realizarse de forma cualitativa. El modelo potencial además predice valores nulos de la viscosidad para velocidades de deformación muy bajas cuando $n > 1$, o infinitos cuando $n < 1$.

Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno son las mismas que para el caso del derrame laminar del apartado 7.2 (véase la sección 7.2.2).

Mallado

El mallado es el mismo que para el caso del derrame laminar del apartado 7.2 (véase la sección 7.2.2)

Resolución

Se realizará un análisis paramétrico del índice de no linealidad y valoraremos la influencia de los comportamientos pseudoplástico y dilatante sobre la corriente laminar a establecerse en la cánula. Para ello seleccionaremos tres coeficientes n diferentes: $n=0.6$ (pseudoplástico), $n=1$ (newtoniano) y $n=1.2$ (dilatante).

Posprocesado

En la figura 7.13 se presentan los resultados correspondientes a la evolución de la velocidad máxima a lo largo de la cánula.



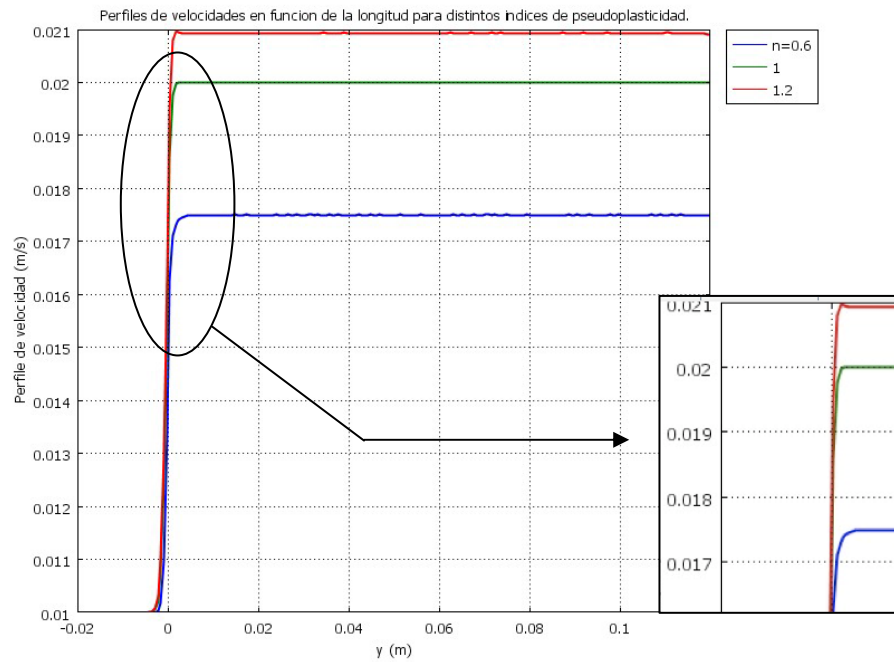


Fig. 7.13. Evolución de la velocidad en el centro de la cánula, a lo largo de la misma para diferentes índices de no linealidad.

Resultado de las observaciones en esta sección se finaliza con que para las dimensiones y geometrías consideradas (Baroud et al.) prácticamente no hay diferencia entre los tres comportamientos.

Sin embargo se puede deducir que al aumentar el índice de pseudoplasticidad, la longitud de entrada disminuye. Según la figura 7.14 se puede ver también que cuando aumenta el índice de pseudoplasticidad, el valor de la velocidad máxima aumenta.



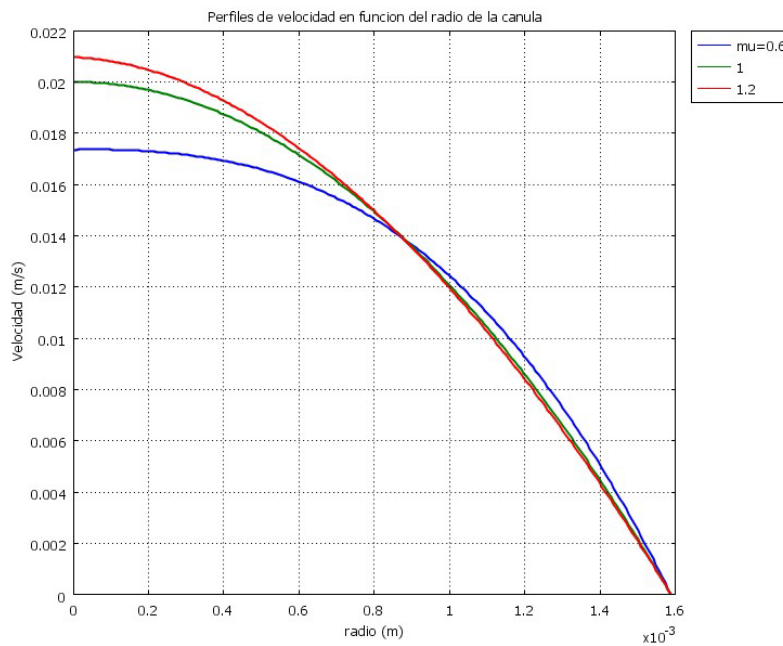


Fig. 7.14. Evolución de los perfiles de velocidad en función del radio de la cánula, para diferentes índices de no linealidad.

7.3.3. Conclusiones

- Se ha realizado un análisis paramétrico con el que se ha dilucidado la influencia que el índice de pseudoplasticidad tiene en la longitud de entrada: cuando este índice aumenta, la longitud de entrada disminuye, o en otros términos el flujo se desarrolla completamente más pronto.
- Se han contrastado los valores de velocidad máxima para diferentes valores de índice de pseudoplasticidad, y se puede decir que al aumentar el índice de pseudoplasticidad, el valor máximo de la velocidad aumenta también.



7.4. Flujo en desarrollo de un fluido no newtoniano de ecuación constitutiva no lineal y no estacionaria en una cánula

7.4.1. Consideraciones iniciales

En este último caso se desean valorar los efectos que sobre los resultados anteriores tiene la inclusión del tiempo en la viscosidad no newtoniana. La expresión que va a utilizarse es la debida a Baroud et al. [39] aplicada a cementos acrílicos. Ésta es

$$\eta = \left[a \left(\frac{t}{t_s} \right) + b \right] \times \left(\frac{\gamma}{\gamma_s} \right)^{-c(t/t_s)+d} \quad (\text{Ec.7.4})$$

Donde η es la viscosidad (Pa.s), t es el tiempo (s), t_s es un tiempo característico (igual a 60 s), γ es la velocidad de deformación (s^{-1}), γ_s es una velocidad de deformación característica (igual a 1.0 s^{-1}) y a , b , c y d son constantes de valores respectivos, 590 Pa.s, 1048.8 Pa.s, 0.026 y 0.290.

La dependencia con el tiempo tiene en consideración el cambio estructural del cemento debido al fraguado del mismo con el consiguiente incremento de su viscosidad. El parecido con el modelo potencial estudiado en la sección anterior es manifiesto. La propuesta del modelo incluye una dependencia lineal con el tiempo tanto en el índice de consistencia como en el de no linealidad, pero no deja entrever las complejidades del modelo completo cuando evolucionan tanto el tiempo como las velocidades de deformación. En la figura 7.15 se presenta la dependencia de la viscosidad con el tiempo parametrizada con la velocidad de deformación. Esta representación debiera permitir disponer de criterios adicionales que permitan seleccionar el dominio de valores más propicio para el estudio.



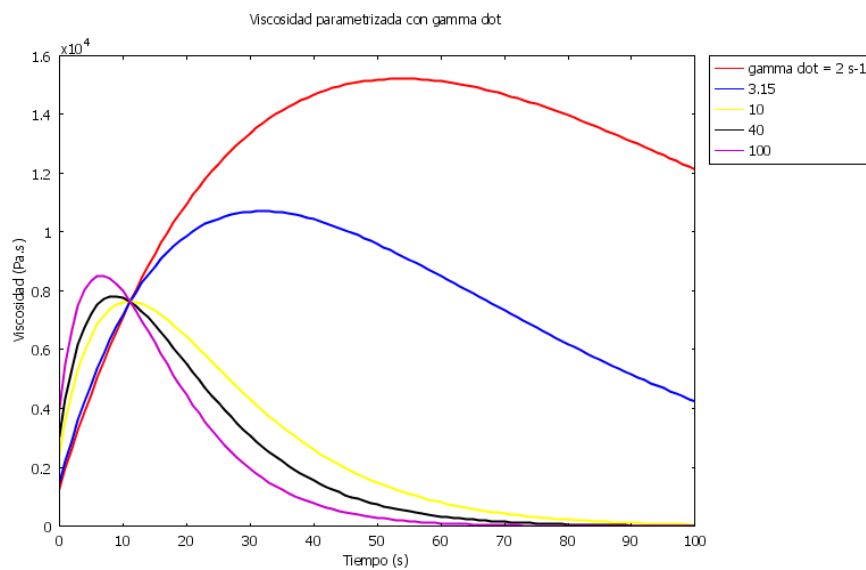


Fig. 7.15. Dependencia de la viscosidad con el tiempo para distintos valores de la velocidad de deformación.

7.4.2. Especificaciones del problema

Geometría y características del fluido

Las características del flujo y las propiedades del fluido se muestran en la tabla 7.4. Las dimensiones de la cánula utilizadas son las utilizadas para la cifoplastia [20]. La velocidad de inyección es representativa de un protocolo clínico y se corresponde con un caudal de entre 4 y 7 cm³/min [20]. Nuevamente se hace uso de la simetría axial señalada en la figura 7.3 para simplificar los costes computacionales transformando el problema 3D en otro 2D.

Tabla 7.4. Características del flujo y propiedades del fluido.

| Velocidad de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro | Longitud |
|-------------------------------|--|-----------------------|--------------------|-----------------|
| $1 \cdot 10^{-2} \text{ m/s}$ | $\eta = \left[a \left(\frac{t}{t_s} \right) + b \right] \times \left(\frac{\gamma}{\gamma_s} \right)^{-c(t/t_s)+d}$ | 2200 kg/m^3 | $3,175 \text{ mm}$ | 12 cm |



Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno son las mismas que para el caso del derrame laminar del apartado 7.2 (véase la sección 7.2.2).

Mallado

El mallado es el mismo que para el caso del derrame laminar del apartado 7.2 (véase la sección 7.2.2)

Resolución

En esta sección se llevará a cabo un análisis transitorio que permita dilucidar la influencia que el continuo fraguado del cemento tiene sobre las condiciones de flujo. En primer lugar, se analiza la influencia sobre la presión a la entrada. Este detalle es particularmente importante porque permitirá estimar los valores de presión de entrada idóneos para mantener unas condiciones de inyección uniformes durante todo el proceso. En segundo lugar, se analiza la disminución del caudal inyectado si la presión de entrada permanece inalterada. Efectivamente, el aumento gradual de la viscosidad del cemento incrementa la resistencia al flujo, si la presión no crece, la corriente establecida en la cánula será inferior.

Posprocesado

En la gráfica de la figura 7.16 puede apreciarse el incremento necesario de la presión de entrada ($9,41 \cdot 10^6$ Pa) a medida que el tiempo crece, esto es, la viscosidad del fluido aumenta. En dicha figura puede apreciarse el incremento en la presión en la entrada de la cánula (punto 0;0) que permite asegurar el mismo caudal independientemente del tiempo.



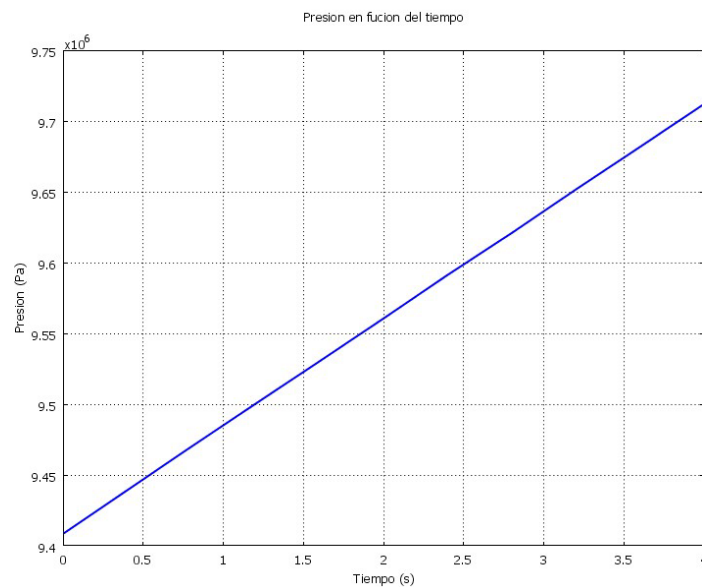


Fig. 7.16. Evolución de la presión en la entrada de la cánula (punto 0;0) en función del tiempo.

En estas condiciones la figura 7.17 (A) muestra que, efectivamente, los perfiles de velocidad desarrollados son idénticos y lo son porque, tal y como se muestra en la figura 7.17 (B), la presión a la entrada crece en una magnitud tal que permite vencer el incremento de resistencia inherente al incremento de la viscosidad del cemento.



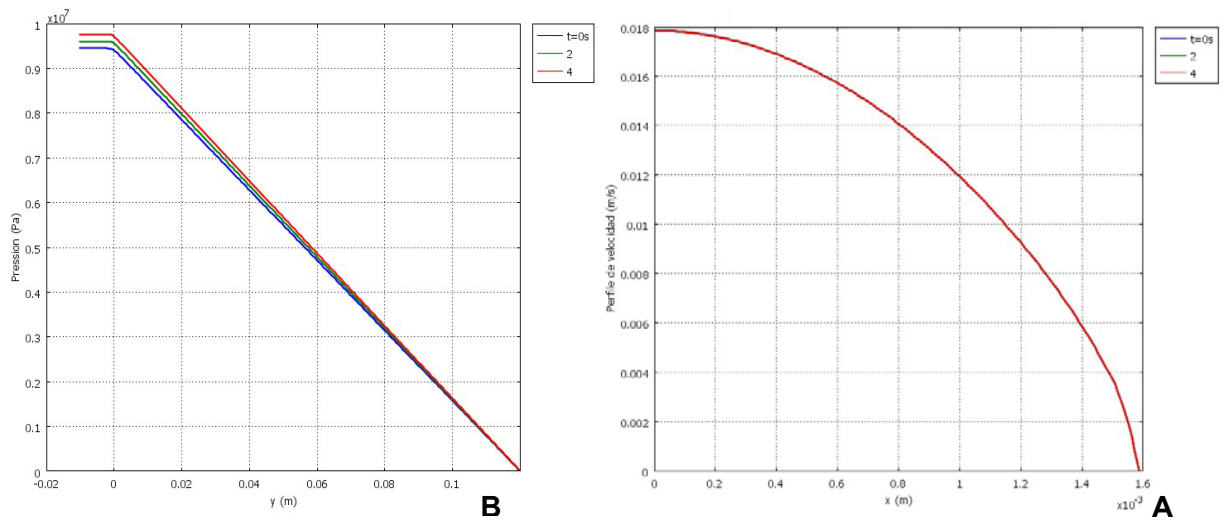


Fig. 7.17 (A) Evolución de la presión en función del diámetro de la cánula para diferentes tiempos: $t=0, 2, 4$ s. (B) Evolución de la presión en función de la longitud de la cánula para diferentes tiempos: $t=0, 2, 4$ s.

Complementariamente, si la presión a la entrada se mantiene constante (véase la figura 7.18 (A)) el incremento de la resistencia al flujo se traduce en la modificación de los perfiles de velocidad y, por tanto, de los caudales circulantes por la cánula.

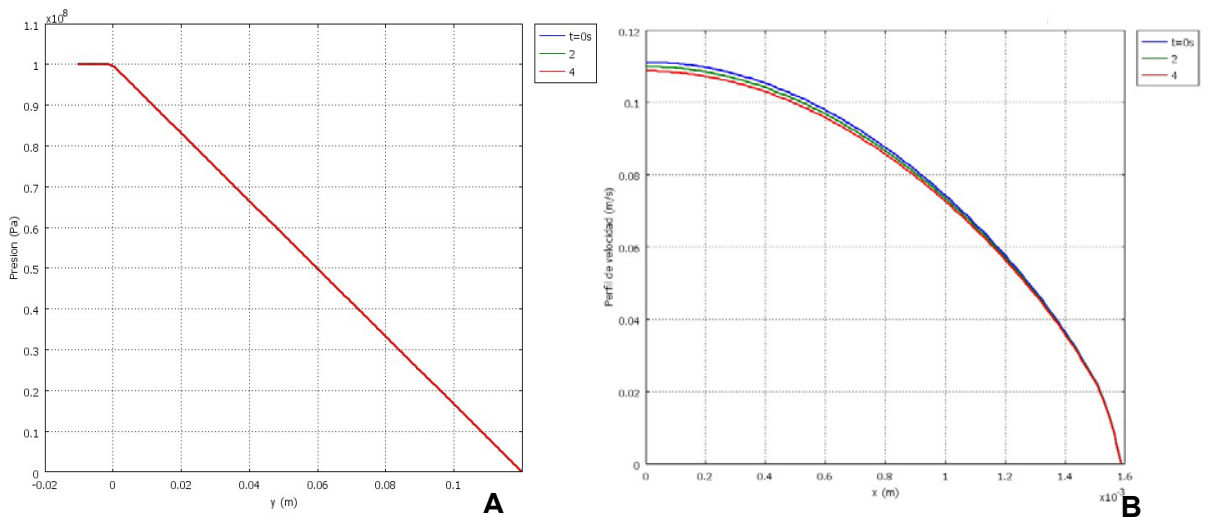


Fig. 7.18 (A) Evolución de la presión en función de la longitud de la cánula para diferentes tiempos: $t=0, 2, 4$ s. (B) Evolución de la presión en función del diámetro de la cánula para diferentes tiempos: $t=0, 2, 4$ s.



7.4.3. Conclusiones

- Se ha dilucidado la influencia que el continuo fraguado del cemento tiene sobre las condiciones de flujo y sobre la presión a la entrada. La presión tiene que aumentar para asegurar el mismo caudal independientemente del tiempo.
- Complementariamente se ha dilucidado la influencia de una presión a la entrada constante sobre los perfiles de velocidad. El incremento de la viscosidad con el tiempo se traduce por una disminución de los caudales circulantes por la cánula.
- Sin embargo, si consideramos que el intervalo de tiempo para inyectar un cemento durante una VP o CP está entre 2 y 10 min, podemos considerar que la viscosidad es aproximadamente constante en ese intervalo (sección 4.1.4).



7.5. Flujo newtoniano en desarrollo en una cánula modificada

7.5.1. Consideraciones iniciales

En esta sección se va a llevar a cabo un estudio semejante al caso de la cánula con la diferencia que ahora la geometría que confina el flujo presenta dos zonas de secciones rectas diferentes (véase la figura 7.19). Aparentemente, el diseño se propone inicialmente para conseguir niveles de presión inferiores en el punto de inyección por cuanto, la disminución de la sección de paso provocará un incremento de la velocidad y, consecuentemente, una disminución en la presión.

Una limitación de la vertebroplastia es la alta presión requerida para inyectar los cementos. Dicha presión puede superar fácilmente los 1500 kPa, valores, que se corresponde con la presión máxima que se puede aplicar de manera manual [20,57]. Para intentar minimizar este inconveniente se suele utilizar un aplicador o bien, se aumenta la relación líquido/polvo con el objetivo de disminuir la viscosidad. [41]

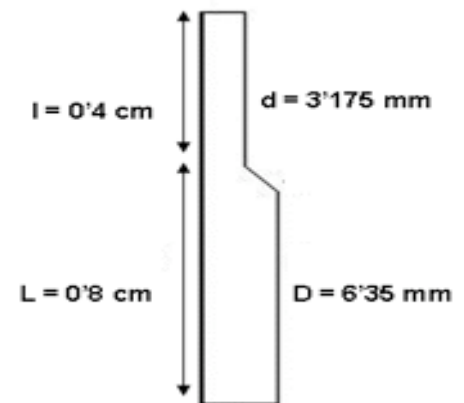


Fig. 7.19. Esquema 2D y dimensiones del diseño de la cánula modificada.

Otra posibilidad consiste en utilizar diseños de cánulas de distintas dimensiones y geometrías. En esta sección se comparan dos diseños diferentes de cánulas que permitan obtener recomendaciones sobre las condiciones de flujo necesarias para llevar a cabo una inyección en condiciones preestablecidas. El objetivo último consiste en disponer de información veraz sobre las condiciones materiales e hidrodinámicas del cemento en el punto de inyección para así poder simular el proceso de rellenado de oquedades óseas.

Como en el caso de la cánula, el proceso de simulación se realiza de forma gradual partiendo de un modelo hidrodinámico simple para, posteriormente, incorporar aquellas características específicas (básicamente relacionadas con la evolución de la viscosidad) cuando la muestra material que fluye es un cemento.



7.5.2. Especificaciones del problema

Geometrías y características del fluido

Las características del flujo y las propiedades del fluido se muestran en las tablas 7.5 y 7.6. Las dimensiones de las cánulas modificadas utilizadas por Baroud y al. [20]. La velocidad de inyección escogida es representativa de un protocolo clínico y se corresponde con un caudal de entre 4 y 7 cm³/min [20]. Naturalmente, la simetría axial señalada en la figura 7.20 permite simplificar un problema 3D en otro 2D.

Según Baroud y al. [20], a aumentar el diámetro de las cánulas, se reduce la presión deliberada de 60%. Se proponen dos diseños de cánulas modificadas alternativos a la cánula ya estudiada con el propósito de disminuir las presiones de inyección (véanse las tablas 7.5 y 7.6). Naturalmente, las dimensiones no pueden ser cualesquiera. No pueden obviarse las dimensiones del orificio a través del que se introduce la cánula para llegar al centro de la vértebra (pedículo).

Tabla 7.5. Características del flujo y propiedades del fluido para la cánula modificada 1.

| Velocidad de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro1 | Longitud1 | Diámetro1' | Longitud1' |
|---------------------------------|---------------------|------------------------|-----------|-----------|------------|------------|
| $2,5 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}$ | 2 Pa.s | 2200 kg/m ³ | 6,35 mm | 0,8 cm | 3,175 mm | 0,4 cm |

Tabla 7.6. Características del flujo y propiedades del fluido para la cánula modificada 2.

| Velocidad de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro2 | Longitud2 | Diámetro2' | Longitud2' |
|---------------------------------|---------------------|------------------------|-----------|-----------|------------|------------|
| $1,1 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}$ | 2 Pa.s | 2200 kg/m ³ | 9,525 mm | 0,8 cm | 3,175 mm | 0,4 cm |

Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno para este problema se presentan en la tabla 7.7 y en la figura 7.20 los contornos que definen el dominio.



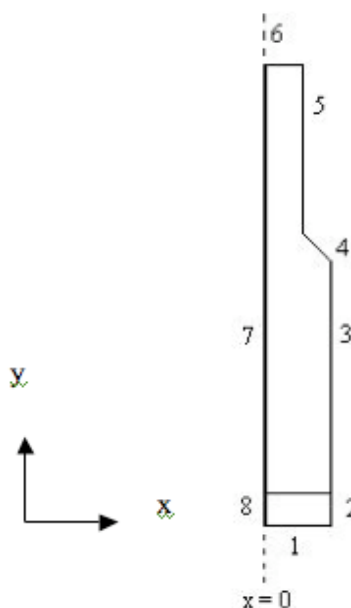


Fig. 7.20. Identificación de los contornos para las cánulas modificadas.

Tabla 7.7. Condiciones de contorno correspondientes al flujo newtoniano en desarrollo en las cánulas modificadas.

| Contorno | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
|-------------|------------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|-----------------|
| <i>Tipo</i> | <i>Velocidad</i> | <i>Simetría</i> | <i>No slip</i> | <i>No slip</i> | <i>No slip</i> | <i>Presión</i> | <i>Simetría</i> | <i>Simetría</i> |
| u | 0 | - | - | - | - | - | - | - |
| v | $v0$ | - | - | - | - | - | - | - |
| p | - | - | - | - | - | $p0=0$ | - | - |

Mallado

Con el mismo criterio que se siguió en el caso de la cánula, el mallado más fino se establece allí donde los detalles de flujo deben ser más concretos: en la sección de entrada, en las paredes, en la región de desarrollo del flujo así como en las zonas de cambio de sección.





Fig. 7.21. Mallado en la cánula modificada

Resolución

Se van a estudiar, en los mismos términos que se hizo en el caso de la cánula, la bondad de un modelo fluídico simple junto con unas prescripciones particulares sobre la malla a la hora de describir el desarrollo hidrodinámico del derrame laminar la cánula modificada, así como la comparación de las presiones de inyección necesarias entre dos geometrías semejantes de dimensiones diferentes.

Conviene recordar en este punto lo señalado en el caso de la cánula. Esta sección constituye el “setup” inicial sobre el que se fundamentarán ulteriores valoraciones sobre condiciones de flujo y características fluidas más complejas.



Posprocesado

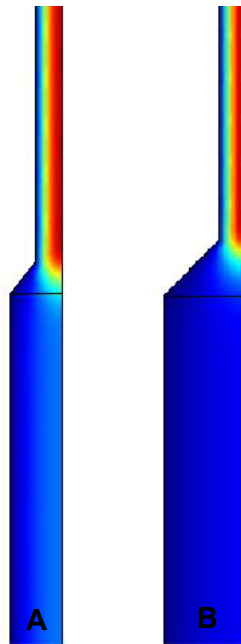


Fig. 7.22. (A) Flujo en desarrollo en la cánula modificada 1, (B) Flujo en desarrollo en la cánula modificada 2.

La primera diferencia que se puede observar es al nivel de las curvas, así que cada cambio de sección provoca un cambio en los perfiles de velocidad o de presión.

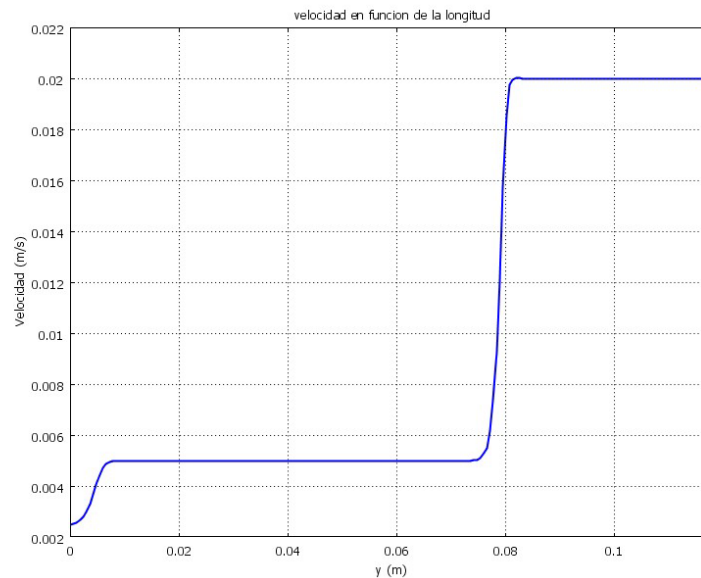


Fig. 7.23. Evolución de la velocidad el centro de la cánula modificada ($x=0$) en función de su longitud.



Según la figura 7.23 se puede ver la evolución de la velocidad en función de la longitud de la cánula. Se puede ver que la velocidad alcanza un determinado valor y que cuando se produce la disminución de la sección, el flujo se restablece hasta alcanzar una velocidad mayor. Estos resultados estarían de acuerdo con Baroud et al. [14], que muestran que al aumentar el diámetro de las cánulas utilizadas en cifoplastia, la presión de inyección se reduce en un 60%. Para comprobar estos resultados se propone el diseño de 2 cánulas de sección variable (Ver tabla 7.5 y 7.6, Cánula modificada 1 y Cánula modificada 2) como sustitución a la cánula de sección constante (estudiada anteriormente) con el fin de estudiar el efecto de disminución de las presiones necesarias para inyectar los cementos óseos. Evidentemente no se puede aumentar el diámetro de una cánula entera sin tomar en cuenta las dimensiones del orificio por donde se introduce la cánula para llegar al centro de la vértebra (el pedículo) según establecen las técnicas de cirugía de mínima invasión. En adelante estudiamos 2 modelos de cánulas con 2 zonas distintas: La primera zona, que muestra un aumento del diámetro y la segunda zona, del mismo diámetro e igual para los 3 casos analizados.

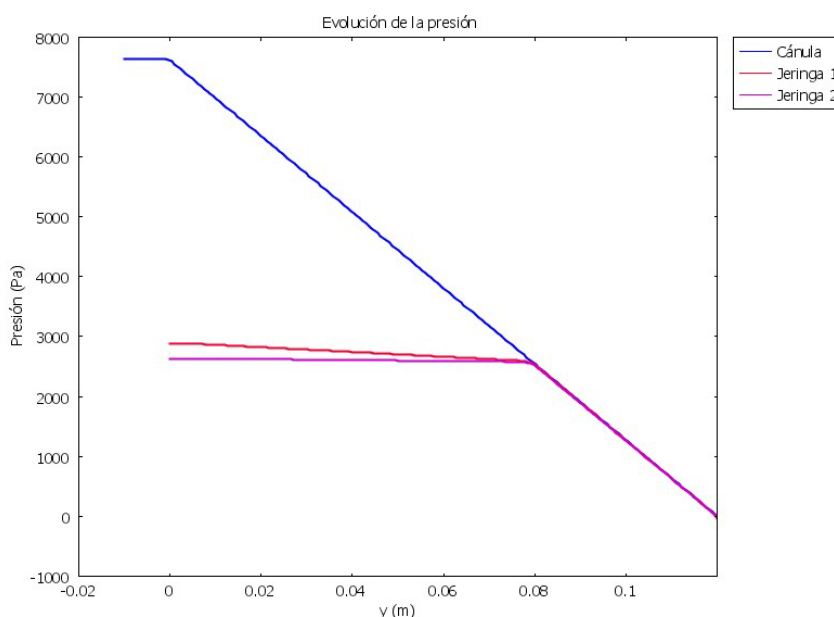


Fig. 7.24. Evolución de la presión en el centro de la cánula ($x=0$) en función de su longitud, para las cánulas analizadas.

El gráfico 7.24 nos da la evolución de la presión a lo largo de las cánulas analizadas. Se puede ver que la presión de entrada es mucho más elevada en la cánula de sección constante (i.e. 7600 Pa) que en las 2 cánulas modificadas (i.e. 2600-2900 Pa).



Para las mismas condiciones de flujo se ha visto que al multiplicar por 2 el diámetro, la presión de inyección se reducía en un 62 % mientras que al multiplicar por 3 la reducción era de un 66%.

7.5.3. Conclusiones

- ☐ Se ha dilucidado la influencia que las jeringas tienen sobre los perfiles de velocidad o de presión: para cada cambio de sección el flujo tiene que reestablecerse.
- ☐ Se ha contrastado los valores de velocidad para 2 secciones de diámetro diferente: cuando el diámetro de la sección disminuye la velocidad aumenta.
- ☐ Complementariamente se ha dilucidado la influencia de la geometría y de las dimensiones de la cánula en frente a las de las jeringas sobre los valores de presión. El incremento por 2 del diámetro se traduce por una disminución de la presión deliberada de 62%; y el incremento por 3 del diámetro se traduce por una disminución de la presión deliberada de 66%.



7.6. Flujo en desarrollo de un fluido no newtoniano de ecuación constitutiva no lineal y estacionaria en una cánula modificada

7.6.1. Especificaciones del problema

Geometría y características del fluido

Las características del flujo y las propiedades del fluido se muestran en la tabla 7.8. Las dimensiones de las cánulas modificadas son las utilizadas por Baroud et al. [20]. La velocidad de inyección escogida es representativa de un protocolo clínico y se corresponde con un caudal de entre 4 y 7 cm³/min [20]. Naturalmente, la simetría axial señalada en la figura 7.20 permite simplificar un problema 3D en otro 2D.

Tabla 7.8. Características del flujo, propiedades del fluido para la cánula modificada 1.

| Velocidad de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro1 | Longitud1 | Diámetro1' | Longitud1' |
|---------------------------------|-------------------------------|-----------------------|-------------------|------------------|--------------------|------------------|
| $2,5 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}$ | $\eta = m \dot{\gamma}^{n-1}$ | 2200 kg/m^3 | $6,35 \text{ mm}$ | $0,8 \text{ cm}$ | $3,175 \text{ mm}$ | $0,4 \text{ cm}$ |

Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno son las mismas que las del apartado 7.5.2.

Mallado

Las especificaciones de la malla son las mismas que las recogidas en la sección 7.5.2.

Resolución

Se realizará un análisis paramétrico del índice de no linealidad y valoraremos la influencia de los comportamientos pseudoplástico y dilatante sobre la corriente laminar a establecerse en la cánula. Para ello seleccionaremos tres coeficientes n diferentes: $n=0.6$ (pseudoplástico), $n=1$ (newtoniano) y $n=1.2$ (dilatante). (ver 8.3.2.4)



Posprocesado

Las observaciones son homólogas y formalmente idénticas a las en la sección 7.3.2 para la cánula.

7.6.2. Conclusiones

Las conclusiones son homólogas y formalmente idénticas a las de la sección 7.3.3 para la cánula.

- ☐ Se ha realizado un análisis paramétrico con el que se ha dilucidado la influencia que el índice de pseudoplasticidad tiene en la longitud de entrada: cuando este índice aumenta, la longitud de entrada disminuye, o en otros términos el flujo se desarrolla completamente más pronto.
- ☐ Se han contrastado los valores de velocidad máxima para diferentes valores de índice de pseudoplasticidad, y se puede decir que al aumentar el índice de pseudoplasticidad, el valor máximo de la velocidad aumenta también.



7.7. Flujo en desarrollo de un fluido no newtoniano de ecuación constitutiva no lineal y no estacionaria en una cánula modificada

7.7.1. Especificaciones del problema

Geometría y características del fluido

Las características del flujo y las propiedades del fluido se muestran en la tabla 7.9. Las dimensiones de las cánulas modificadas son las utilizadas por Baroud et al. [20]. La velocidad de inyección escogida es representativa de un protocolo clínico y se corresponde con un caudal de entre 4 y 7 cm³/min [20]. Naturalmente, la simetría axial señalada en la figura 7.20 permite simplificar un problema 3D en otro 2D.

Tabla 7.9. Características del flujo, propiedades del fluido para la cánula modificada 1.

| Velocidad de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro1 | Longitud1 | Diámetro1' | Longitud1' |
|---------------------------------|--|-----------------------|-------------------|------------------|--------------------|------------------|
| $2,5 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}$ | $\eta = \left[a \left(\frac{t}{t_s} \right) + b \right] \times \left(\frac{\gamma}{\gamma_s} \right)^{-c(t/t_s)+d}$ | 2200 kg/m^3 | $6,35 \text{ mm}$ | $0,8 \text{ cm}$ | $3,175 \text{ mm}$ | $0,4 \text{ cm}$ |

Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno son las mismas que las del apartado 7.5.2.

Mallado

Las especificaciones de la malla son las mismas que las recogidas en la sección 7.5.2.

Resolución

En esta sección (ver también la sección 8.4.2) se llevará a cabo un análisis transitorio que permita dilucidar la influencia que el continuo fraguado del cemento (i.e. viscosidad dependiente del tiempo) tiene sobre las condiciones de flujo.



Posprocesado

Las observaciones son homologas y formalmente idénticas a las en la sección 7.4.2 para la cánula.

7.7.2. Conclusiones

Las conclusiones son homologas y formalmente idénticas a las de la sección 7.4.3 para la cánula:

- ☐ Se ha dilucidado la influencia que el continuo fraguado del cemento tiene sobre las condiciones de flujo y sobre la presión a la entrada. La presión tiene que aumentar para asegurar el mismo caudal independientemente del tiempo.
- ☐ Complementariamente se ha dilucidado la influencia de una presión a la entrada constante sobre los perfiles de velocidad. El incremento de la viscosidad con el tiempo se traduce por una disminución de los caudales circulantes por la cánula.
- ☐ Sin embargo, si consideramos que el intervalo de tiempo para inyectar un cemento durante una VP o CP está entre 2 y 10 min, podemos considerar que la viscosidad es aproximadamente constante en ese intervalo (sección 4.1.4).



8. Descripción de la progresión del flujo y su aplicación en la cifoplastia. Método de Level Set

8.1. ¿Qué es Level Set?

Los problemas simulados hasta ahora responden al interés de poder describir las condiciones de flujo en las cavidades de un sistema de inyección de cementos óseos. En todos los casos anteriores se ha considerado que el fluido llena toda la conducción. Sin embargo, está claro que hay un tiempo finito inicial durante el cual la corriente debe establecerse. Este hecho no supone ningún problema adicional que obligue al replanteamiento de los casos resueltos hasta ahora, excepto cuando se desea simular el rellenado de las oquedades vertebrales y así valorar, si el fluido rellena correctamente las mismas así como los intersticios porosos característicos de un tejido óseo. En este sentido, el método de *Level Set* (LS en adelante) aquí utilizado permite describir la progresión del flujo, tanto a la hora de establecer la corriente en una cánula, por ejemplo, como para la simulación del proceso de rellenado antes mencionado.

De forma sucinta, las técnicas de LS constituyen un conjunto de técnicas numéricas que permiten aproximar las ecuaciones del movimiento de un frente de propagación (en su propuesta inicial era un frente de llama) en un problema de valor inicial en términos de una ecuación en derivadas parciales y cuya solución sólo informa de las nuevas posiciones del frente de avance. Este detalle es particularmente útil para simular las situaciones señaladas en el apartado anterior.

Los ámbitos en los que las técnicas LS encuentran aplicaciones destacables van desde el procesado de imágenes hasta la física computacional y, en el caso que interesa al presente trabajo, aquellos flujos que afectan a varios fluidos, y en particular aquellos que sin llegar a mezclarse mantienen una interfase de separación, esto es, una superficie libre. Estas situaciones engloban desde la inyección de un fluido en el seno de otro, la descripción de la dinámica de burbujas inmersas en otro fluido, así como la simulación de patrones de flujos complejos debidos, por ejemplo, a inestabilidades en los mismos. En lo que a este trabajo concierne, el método LS utiliza la información del flujo para localizar la ubicación de la superficie de separación de ambos fluidos a medida que es transportado (por convección) por el campo de flujo.



Para conseguir esto, el método LS hace servir una *función distancia con signo* (denominada función level set, ϕ) que etiqueta cada punto del dominio de flujo con un signo a partir del que se deduce si el punto pertenece a un fluido o a otro, y con un número que representa la distancia más corta a la superficie de separación (véase la figura 8.1). El valor cero identifica la interfase.

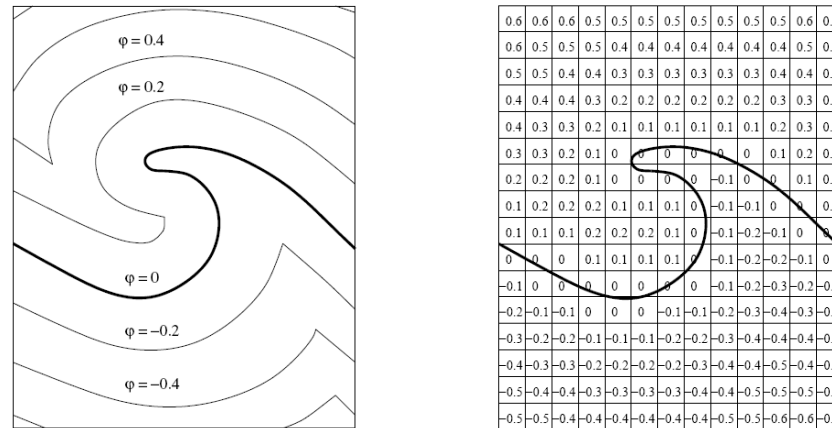


Fig. 8.1. El método LS etiqueta cada elemento del dominio con un número con signo. El cero representa la interfase. Los números negativos identifican la región de uno de los fluidos y los positivos la del otro (de referencia [58]).

El método sigue la localización de la interfase como consecuencia del transporte (convectivo) que sufre por parte del campo local de velocidades. Así pues, la ecuación de evolución de ϕ tiene la forma

$$\phi_t + \vec{c} \cdot \nabla \phi = 0 \quad (\text{Ec. 8.1})$$

Por otra parte, este seguimiento de la interfase está casi completamente desacoplado de las ecuaciones de flujo. Los únicos acoplamientos son los relacionados con la distinta naturaleza de los fluidos y la localización de la interfase, y el establecido entre el campo de velocidades y la evolución (convectiva) de la interfase. La ventaja de esto es que pueden establecerse estrategias numéricas distintas para las ecuaciones de flujo y las ecuaciones de evolución LS.

El tratamiento de la interfase merece algún comentario adicional para clarificar un par de cuestiones. La primera se refiere a la gestión numérica de las discontinuidades de las propiedades de los fluidos y del flujo a través de la interfase de separación. Por ejemplo, ¿cuál es la densidad o la viscosidad en la interfase donde $\phi=0$? La segunda es inherente a todo proceso de discretización del continuo. A medida que la interfase avance atravesará



celdas (de discretización) sin coincidir exactamente con sus contornos. Esto provoca que pueda darse el caso que una misma celda contenga porciones de ambos fluidos pero como el *solver* numérico sólo utilizará las variables de un solo fluido, la interfase es *empujada* hacia las caras de las celdas (véase la figura 8.2). Esto es lo que se conoce como recubrimiento en escalera (*staircasing*) y puede dar lugar a errores en la localización de la interfase y, por ende, a errores numéricos.

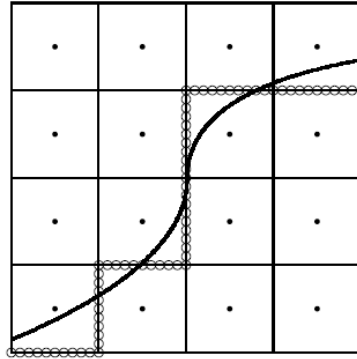


Fig. 8.2. La interfase es empujada hacia las caras de las celdas (línea a puntos) lo que conduce al encasillado en escalera (de referencia [58]).

Para evitar esto, la interfase es considerada no una línea nítida, sino una línea de cierto grosor que abarque varias celdas (*smeared-out*). Así, en lugar de utilizar una función unitaria de Heaviside para tratar la discontinuidad se hace servir una función escalón suavizada (véase la figura 8.3) dada por

$$H(\phi) = \begin{cases} 0 & \phi < -\varepsilon \\ \frac{1}{2} + \frac{\phi}{2\varepsilon} + \frac{1}{2\pi} \sin\left(\frac{\pi\phi}{\varepsilon}\right) & -\varepsilon < \phi < \varepsilon \\ 1 & \varepsilon < \phi \end{cases} \quad (\text{Ec. 8.2})$$

Donde ε es un parámetro ajustable que permite determinar el *grosor numérico* de la interfase.



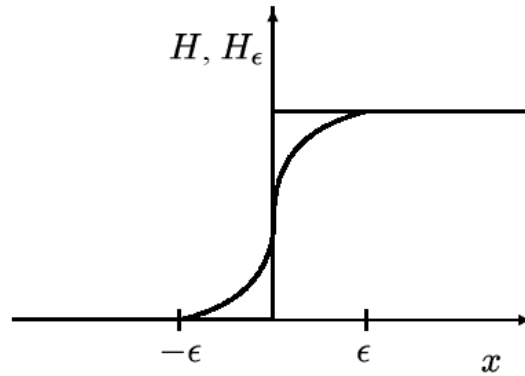


Fig. 8.3. La función unitaria de Heaviside, H , es suavizada a partir de $H_\epsilon(\phi)$ para evitar oscilaciones espúreas debido al encasillado en escalera (de referencia [58]).

Ahora ya se dispone de herramientas para soslayar el problema de discontinuidad en la densidad o la viscosidad apuntado más arriba. Éstas se escogen como

$$\begin{aligned}\rho(\phi) &= \rho^- + (\rho^+ - \rho^-)H_\epsilon(\phi) \\ \mu(\phi) &= \mu + (\mu' - \mu)H_\epsilon(\phi)\end{aligned}\tag{Ec. 8.3}$$

Esto evita todas las discontinuidades a través de la interfase excepto, el salto en la presión debido a la tensión superficial (caso de que sus efectos fueran de interés), $p = \sigma\kappa$, donde σ es la tensión superficial y κ es la curvatura de la interfase. La solución a esta última situación consiste en modificar el término correspondiente a los efectos de la tensión superficial en las ecuaciones del movimiento y utilizar la expresión siguiente en la que $\delta(\phi)$ hace el mismo papel que antes asignábamos a $H_\epsilon(\phi)$.

$$\frac{\delta(\phi)\sigma\kappa}{\rho}\vec{n}\tag{Ec. 8.4}$$



8.2. Progresión de un flujo newtoniano en una cánula

8.2.1. Consideraciones iniciales

Se desea estudiar mediante simulación las condiciones de inyección de cementos de fosfato de calcio modificados con óxido de hierro destinados a la cifoplastia. La estrategia que se seguirá incorpora buena parte de la experiencia obtenida de los resultados de las simulaciones anteriores, tanto en lo que respecta a la geometría, como en lo que respecta a las características materiales de las sustancias fluyentes.

Particularmente importante es el hecho que, dada la duración del protocolo de inyección, los cambios ocasionados sobre la viscosidad debido al fraguado de la muestra son poco significativos (ver sección 4.1.4). Esto es, se podrá considerar acertadamente que el fluido presenta una viscosidad prácticamente constante durante todo el proceso. En nuestro estudio se han tomado 3 valores distintos para la viscosidad (i.e. 10, 100 y 1000 Pa.s) que se encuentran por debajo del intervalo posible de valores de viscosidad encontrados para los cementos de fosfatos de calcio (ver sección 4.1.4). Se ha tomado esta aproximación para asegurarse que los modelos utilizados funcionan correctamente y para ir incrementando la dificultad del problema paso a paso.

Conviene también recordar lo apuntado en la sección 7.2.1: las condiciones de simulación establecidas y los resultados obtenidos en las secciones correspondientes a flujos newtonianos (de mayor o menor viscosidad) son los que más se acercan a los resultados que se van a obtener con el método LS. Con estas condiciones de contorno podremos estimar las condiciones concretas con las que el cemento alcanza el punto de inyección.

8.2.2. Especificaciones del problema

Geometría y características del fluido

Las características del flujo y las propiedades del fluido se muestran en la tabla 8.1. Las dimensiones de las cánulas modificadas son las utilizadas por Baroud et al. [20]. La velocidad de inyección escogida es representativa de un protocolo clínico y se corresponde con un caudal de entre 4 y 7 cm³/min [20]. Naturalmente, la simetría axial señalada en la figura 8.4 permite simplificar un problema 3D en otro 2D.



Tabla 8.1. Características del flujo, propiedades del fluido para la cánula.

| Velocidad de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro | Longitud |
|-------------------------------|---------------------|------------------------|----------|----------|
| $1 \cdot 10^{-2} \text{ m/s}$ | 10-100-1000 Pa.s | 2200 kg/m ³ | 3,175 mm | 12 cm |

Condiciones de contorno

La condiciones de contorno para este problema se presentan en la tabla 8.2 y, esquemáticamente, en la figura 8.4.

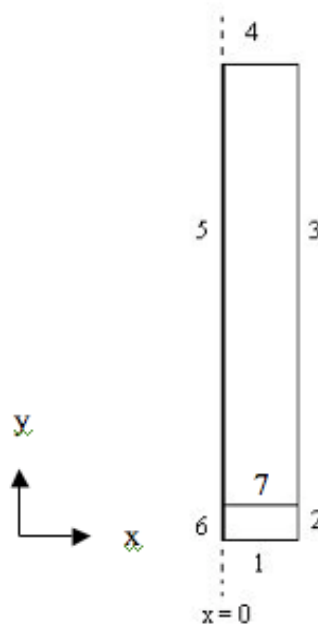


Fig. 8.4. Identificación de los contornos correspondientes al flujo newtoniano en progresión en una cánula.



Tabla 8.2. Condiciones de contorno correspondientes al flujo newtoniano en progresión en una cánula.

| Contorno | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|----------|-----------|----------|-------------|---------|----------|----------|-------------------------|
| Tipo | Velocidad | Simetría | Wetted Wall | Presión | Simetría | Simetría | Inicial Fluid Interface |
| U | 0 | - | - | - | - | - | - |
| V | $v0$ | - | - | - | - | - | - |
| P | - | - | - | $p0=0$ | - | - | - |

Mallado

Se utiliza ahora, a diferencia de los apartados anteriores, un mallado estructurado tal y como se muestra en la figura 8.5. La experiencia ha demostrado que se han obtenido mejores resultados en la determinación del frente de avance del flujo.



Fig. 8.5. Mallado estructurado utilizado para el flujo newtoniano en progresión en una cánula.



Resolución

Se está ahora en disposición de ejecutar el *solver*. Se podrá pues visualizar el frente de avance de la corriente que debe establecerse en la cánula modelo y, así, estimar las condiciones en el punto de inyección.

Posprocesado

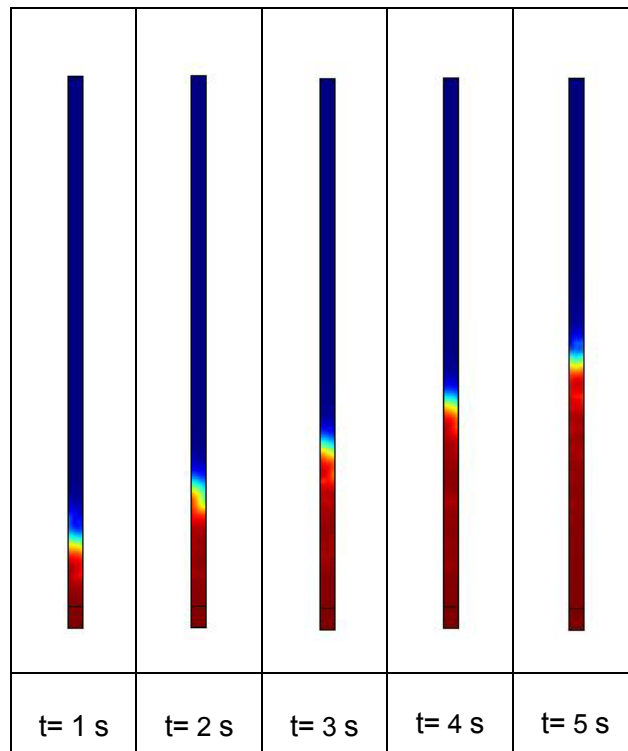


Fig. 8.6. Progresión del flujo en la cánula para distintos tiempos.

Según la figura 8.6, para una viscosidad de 10 Pa.s, y tal como se había previsto anteriormente (ver sección 7.2.1), el frente de avance del flujo es de forma parabólica. La dispersión aparente de la interfase está relacionada directamente con el espesor numérico de la misma (recuérdese lo apuntado el apartado 8.1) que resuelve la discontinuidad de salto en la viscosidad y la densidad que ocurre en la interfase.



La monitorización y seguimiento de la corriente a establecerse permite valorar cómo las presiones a la entrada se incrementan hasta alcanzar las condiciones de flujo completamente establecido. La figura 8.7 muestra cómo, a medida que discurre el tiempo, cuál es la evolución de la presión, para una viscosidad de 10 Pa.s, a lo largo del centro del conducto. Pasados 12 segundos puede estimarse la presión a la entrada necesaria y, por ende, la presión en el punto de inyección.

Para los diferentes tiempos analizados se observa que las curvas son paralelas. Estas curvas determinan el caudal de inyección, es decir, la velocidad del flujo. Como la velocidad es constante las pendientes son iguales.

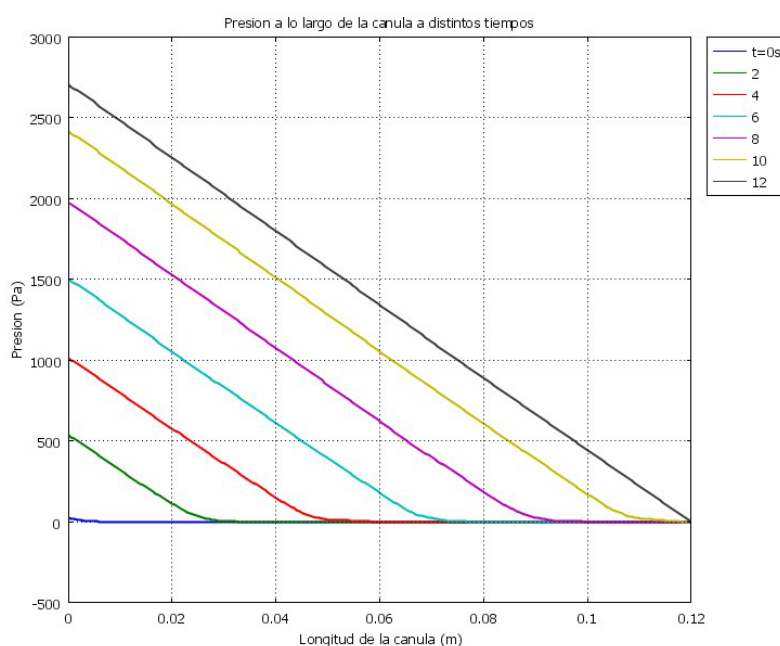


Fig. 8.7. Evolución de la presión a lo largo de la cánula para distintos tiempos.

Para los 3 valores de viscosidad, se han valorado las presiones de inyección, y se confirma que al aumentar la viscosidad del cemento, la presión necesaria para inyectar los cementos también aumenta (ver tabla 8.3).



Tabla 8.3. Valores de presión en función de la viscosidad.

| | $\eta = 10 \text{ Pa.s}$ | $\eta = 100 \text{ Pa.s}$ | $\eta = 1000 \text{ Pa.s}$ |
|--------------|--------------------------|---------------------------|----------------------------|
| Presión (Pa) | 2 700 | 27 000 | 270 000 |

Estos valores confirman la dificultad experimental observada al inyectar manualmente cementos de fosfatos de calcio.

8.2.3. Conclusión

- ☐ Se ha monitorizado el progreso del frente de avance del flujo así como el ulterior establecimiento completo de una corriente laminar en la cánula.
- ☐ Se ha monitorizado la evolución de la presión a lo largo del centro de la cánula como indicador de la evolución de las condiciones hidrodinámicas que deben establecerse para asegurar el flujo deseado.
- ☐ Se han llevado a cabo las observaciones apuntadas en los dos puntos anteriores para diferentes valores de la viscosidad del fluido.
- ☐ Se han contrastado los valores de la presión de inyección para 3 valores de viscosidad diferentes a velocidad de flujo constante: a medida que aumenta la viscosidad la presión necesaria para mantener la inyección también aumenta.



8.3. Progresión del flujo en presencia de obstáculos

8.3.1. Consideraciones iniciales

En la sección anterior se ha estudiado la progresión del flujo newtoniano en una cánula. Hay que tener en cuenta que esta manera de inyectar supone que el material está siendo inyectado directamente en una cavidad previamente creada, como es el caso de la cifoplastia, y no en un medio poroso más o menos complejo como sería el caso real. Para analizar este paso de nivel entre un camino recto sin obstáculos y un medio tortuoso y poroso, se necesita realizar una etapa de análisis previa para asegurar que la interfase de avance progresa adecuadamente y que se recupera aun cuando pueda romperse en presencia de obstáculos por ejemplo.

En esta sección se propone, por lo tanto, un estudio de la progresión del flujo en presencia de obstáculos como estudio preliminar a las técnicas de vertebro- y cifo-plastia. Las valoraciones que se harán sólo tendrán en cuenta, por cuestión de tiempo, los resultados visuales obtenidos.

8.3.2. Especificaciones del problema

Geometría y características del fluido

Las características del flujo y las propiedades del fluido se muestran en la tabla 8.4. Como esta parte es una etapa intermedia en el trayecto hacia la cifoplastia se han especificado valores cercanos a dicho caso.

Tabla 8.4. Características del flujo y propiedades del fluido.

| Velocidad de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro | Longitud |
|-------------------------------|---------------------|-----------------------|--------------------|-----------------|
| $1 \cdot 10^{-2} \text{ m/s}$ | 10 Pa.s | 2200 kg/m^3 | $3,175 \text{ mm}$ | 12 mm |



Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno para este problema se presentan en la tabla 8.5 y, esquemáticamente, en la figura 8.8.

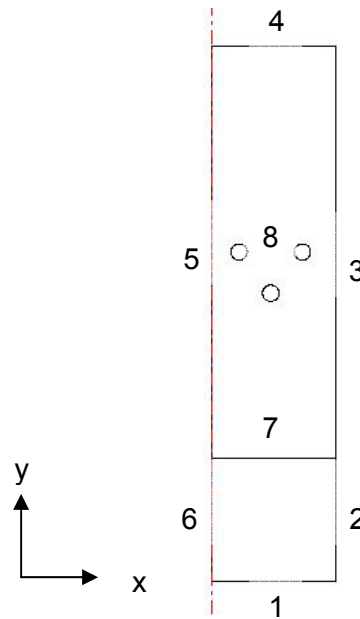


Fig. 8.8. Identificación de los contornos correspondientes al flujo newtoniano en progresión en presencia de obstáculos.

Tabla 8.5. Condiciones de contorno correspondientes al flujo newtoniano en progresión en presencia de obstáculos.

| Contorno | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
|----------|-----------|----------|-------------|---------|----------|----------|-------------------------|-------------|
| Tipo | Velocidad | Simetría | Wetted Wall | Presión | Simetría | Simetría | Inicial Fluid Interface | Wetted Wall |
| u | 0 | - | - | - | - | - | - | - |
| v | $v0$ | - | - | - | - | - | - | - |
| p | - | - | - | $p0=0$ | - | - | - | - |



Mallado

Se utiliza ahora un mallado bastante fino cerca de los obstáculos (Figura 8.9).

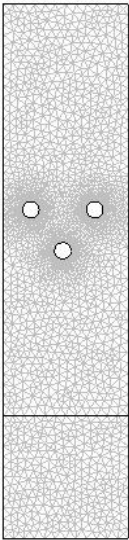
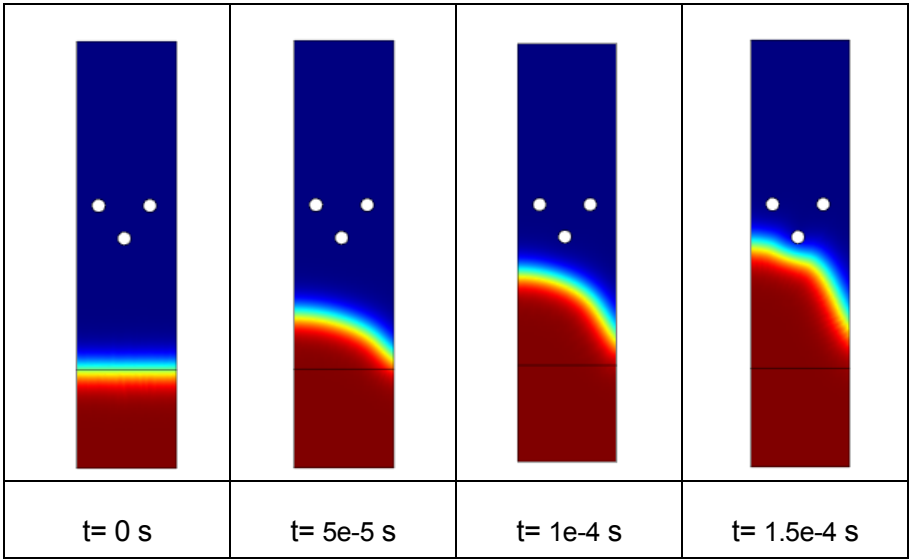


Fig. 8.9. *Mallado estructurado utilizado para el flujo newtoniano en progresión en presencia de obstáculos.*

Resolución

Se visualizarán el frente de avance de la corriente, la ruptura del mismo en presencia de obstáculos y su reestablecimiento aguas abajo suficientemente lejos de aquéllos.

Posprocesado



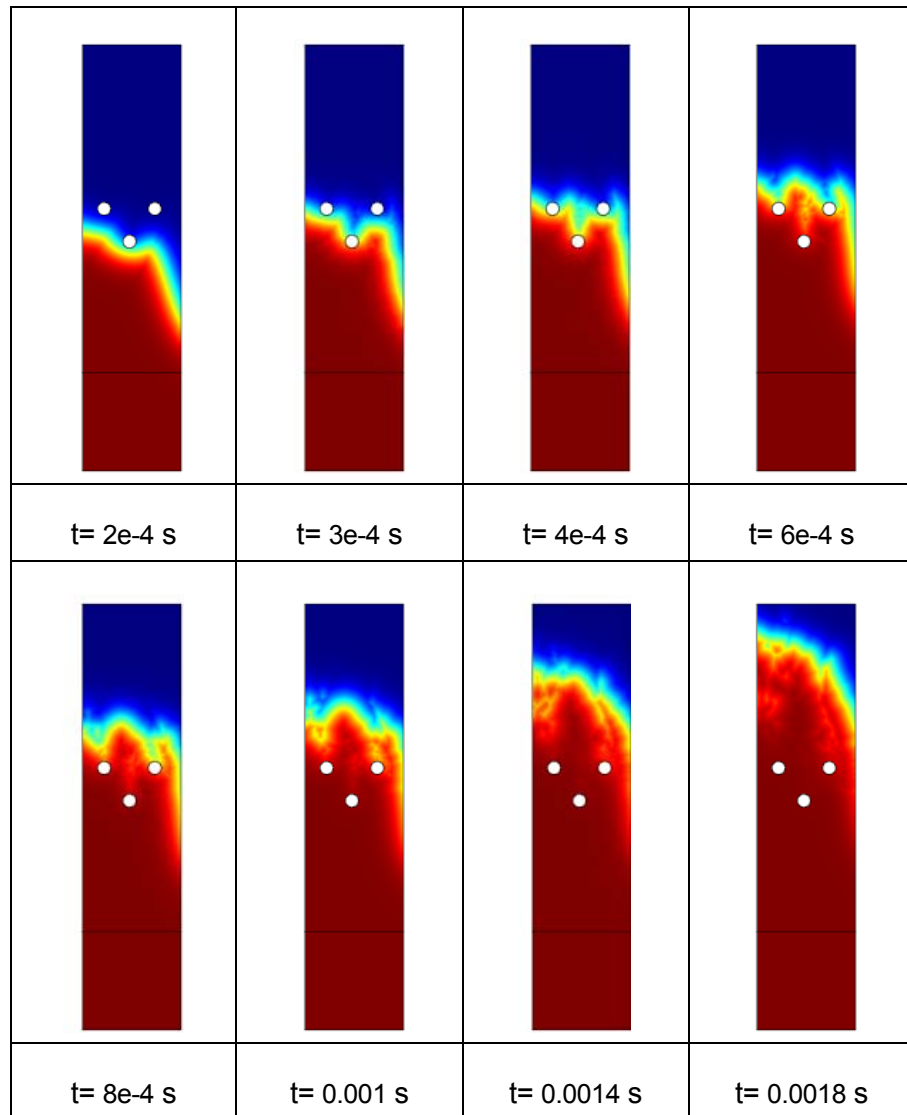


Fig. 8.10. Frente de avance de la corriente en presencia de obstáculos para distintos tiempos.

Según la figura 8.10, se puede ver que cuando el flujo encuentra el primer obstáculo, el frente de avance se rompe. Sigue rompiéndose con los otros dos obstáculos y después se restablece hasta conseguir su forma parabólica inicial.

8.3.3. Conclusión

- Ahora se dispone de un estudio preliminar que nos permite predecir el comportamiento de avance de flujo. El flujo siempre se restablece después de atravesar obstáculos o de recorrer caminos tortuosos.



- Se han modificado las características (tipo y refinado) de la malla para reproducir correctamente la influencia de los obstáculos en el avance del flujo.

8.4. Progresión del flujo newtoniano en la técnica de cifoplastia

8.4.1. Consideraciones iniciales

En esta sección vamos a intentar modelizar el llenado, por un cemento, de una cavidad previamente creada en una estructura porosa (cifoplastia), así como su nivel de infiltración en la estructura porosa circundante. En esta situación, la cavidad creada por el globo de cifoplastia se va a considerar que está vacía. Por necesidad de tiempo también se ha considerado en este primer estudio que el medio poroso circundante también está vacío (en una situación real estas cavidades están rellenas por la médula ósea). Esta aproximación está justificada ya que según datos publicados [20] la presión necesaria para inyectar un cemento depende en un 95% de la presión necesaria para superar el fenómeno de fricción en la cánula; tan sólo el 5% restante se utiliza para desplazar a la medula ósea.

Para realizar este estudio se ha considerado acertadamente (ver sección 8.2.1) que el cemento presenta una viscosidad prácticamente constante durante todo el proceso de inyección. Sin embargo, dada la complejidad de este caso, en lo que se refiere a su geometría, y por necesidad de tiempo, no se han podido realizar las simulaciones para los 3 valores de viscosidad analizados en el caso de la cánula (ver sección 8.3). Tampoco se ha podido analizar el valor de viscosidad obtenido para los cementos de fosfato de calcio (ver sección 4.1.4) porque los recursos computacionales son demasiados importantes. Por último, por las mismas razones, no se ha considerado velocidad de entrada sino sólo presión de entrada.

8.4.2. Especificaciones del problema

Geometría y características del fluido

Las características del flujo y las propiedades del fluido se muestran en la tabla 8.6. Las dimensiones del globo utilizadas son las utilizadas para la cifoplastia [20]. La presión de inyección a la entrada del globo tiene que ser representativa de una velocidad constante de 0,01 m/s y no debe superar el valor de presión máxima manual que un cirujano puede ejercer a la entrada de la cánula, es decir 1,5 MPa. Naturalmente, la simetría axial señalada



en la figura 8.11 permite simplificar notablemente los costes computacionales transformando un problema 3D en otro 2D.

Tabla 8.6. Características del flujo y propiedades del fluido.

| Presión de entrada | Viscosidad Dinámica | Densidad | Diámetro |
|--------------------|---------------------|------------------------|----------|
| 100 kPa | 100 Pa.s | 2200 kg/m ³ | 18 mm |

Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno para este problema se presentan en la tabla 8.7 y, esquemáticamente, en la figura 8.11.

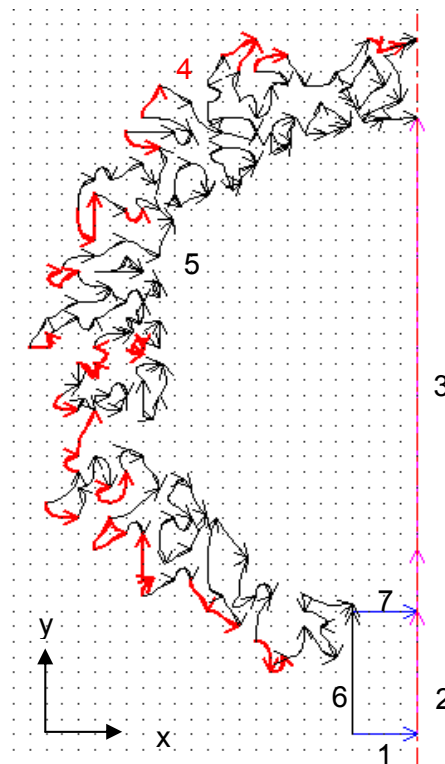


Fig. 8.11. Identificación de los contornos correspondientes al flujo newtoniano en progresión a través del globo y del medio poroso.



Tabla 8.7. Condiciones de contorno correspondientes al flujo newtoniano en progresión en el globo y en el medio poroso.

| Contorno | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|----------|---------|----------|----------|---------|-------------|----------|-------------------------|
| Tipo | Presión | Simetría | Simetría | Presión | Wetted Wall | Simetría | Inicial Fluid Interface |
| u | 0 | - | - | - | - | - | - |
| v | $p0$ | - | - | - | - | - | - |
| p | - | - | - | $p1=0$ | - | - | - |

Mallado

Para ver el avance de flujo en Level Set en este caso se tiene que utilizar un mallado bastante fino debido a los caminos tortuosos del medio poroso.

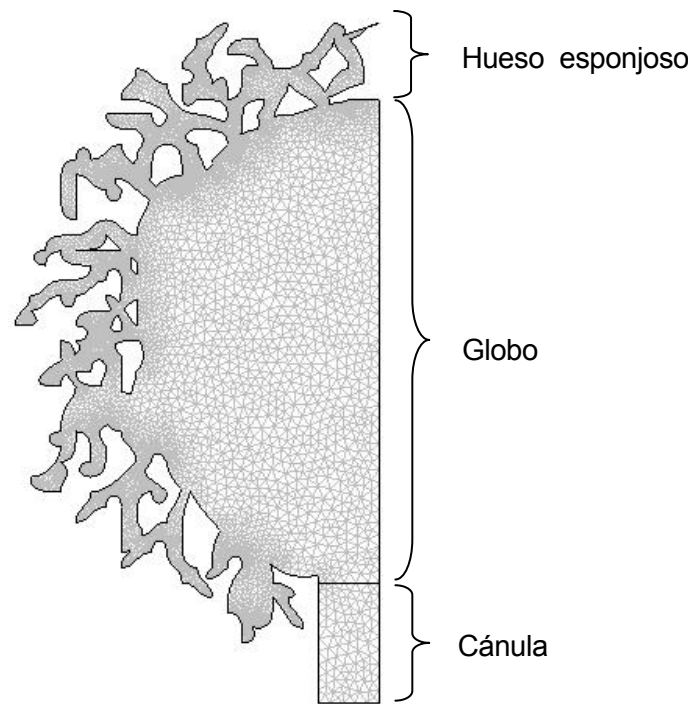


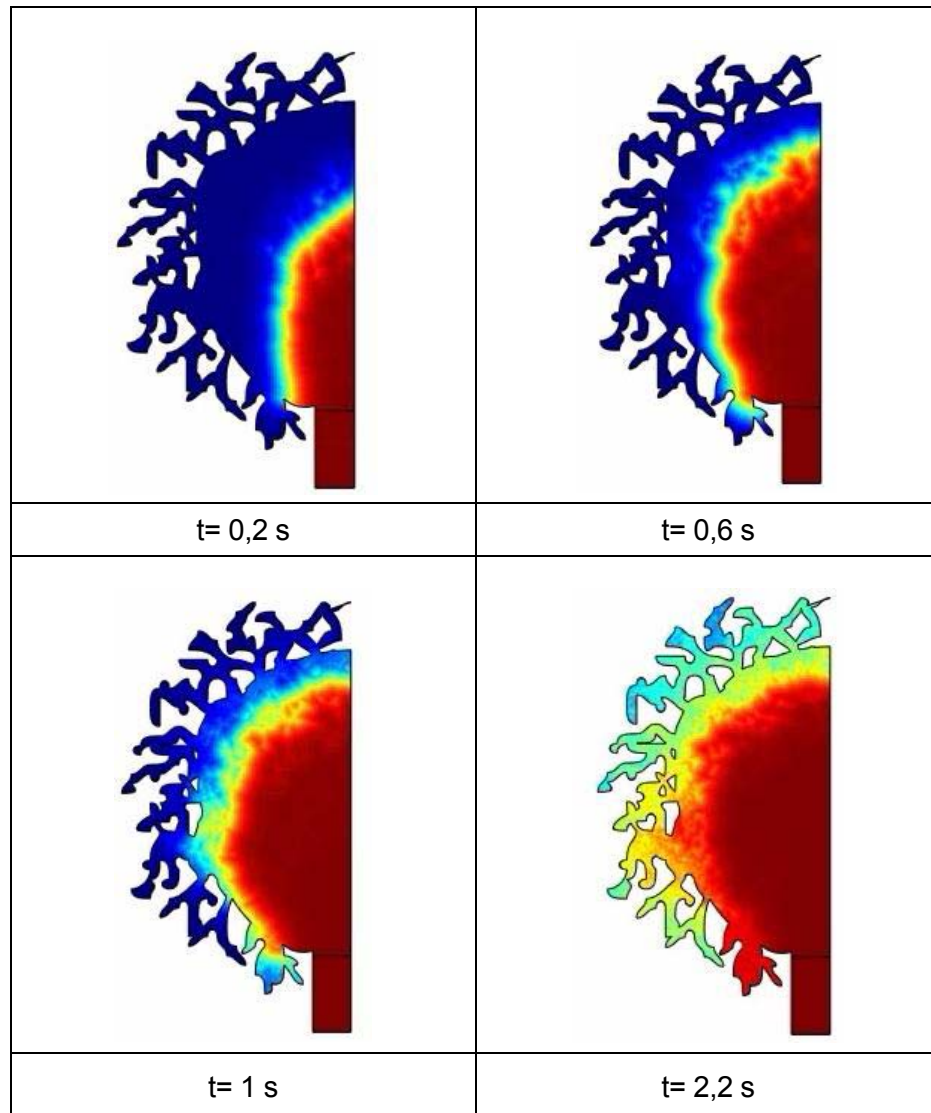
Fig. 8.12. Mallado del globo y del hueso esponjoso.



Resolución

Se podrá visualizar el relleno de la cavidad y del medio poroso circundante. Con el valor de presión de entrada se podrá determinar la presión de entrada de la cánula correspondiente para una velocidad de 4 y 7 cm³/min (0,01 m/s).

Posprocesado



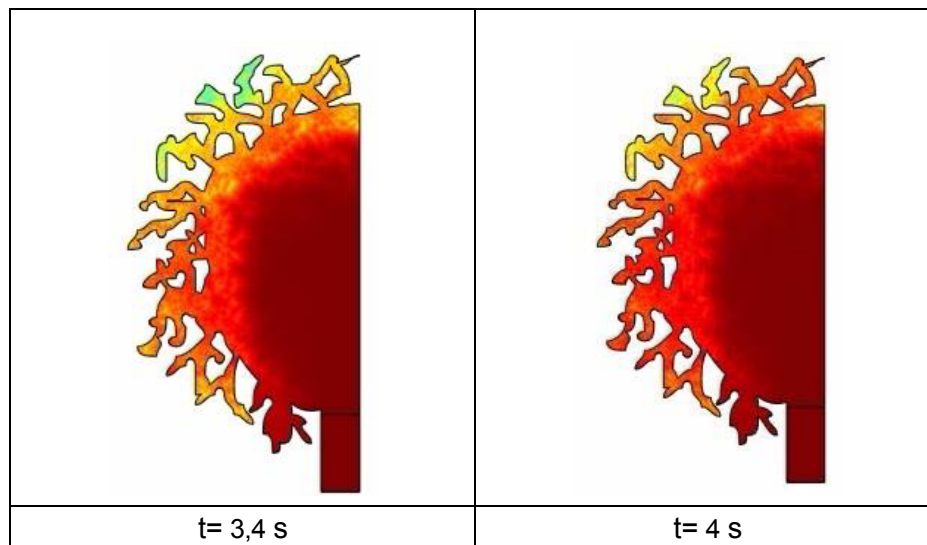


Fig. 8.13. Frente de avance de la corriente para la cifoplastia.

Según la figura 8.13 se puede apreciar la evolución del frente de avance del flujo, para una viscosidad de 100 Pa.s durante el llenado de la cavidad y de la estructura porosa circundante.

Ahora se puede determinar la presión de entrada de la cánula necesaria para tener una presión de inyección en la entrada del globo de 100 kPa, verificando una velocidad constante de 0,01 m/s. Para la mismas condiciones de fluido, es decir una viscosidad de 100 Pa.s y una velocidad de 0,01 m/s se extrapolan los resultados obtenidos en la sección 8.3.2.: La condición de salida de la cánula fue $P_{\text{salida}} = 0$ Pa y se obtenía una presión de entrada $P_{\text{entrada}} = 27$ kPa. Ahora se impone como condición de salida $P_{\text{salida}} = 100$ kPa. Entonces, para un caudal constante, se encuentra una presión de entrada $P_{\text{entrada}} = 127$ kPa, que está dentro del margen de la presión máxima que puede ejercer el cirujano a la entrada, i.e. 1,5 MPa.

8.4.3. Conclusión

- ☐ Se ha visualizado el frente de avance del flujo en una geometría más compleja.
- ☐ Se ha valorado la presión de entrada en la cánula para una buena inyección en el caso de la cifoplastia, para un cemento de viscosidad igual a 100 Pa.s y un material utilizado clínicamente. Además se ha encontrado un valor bastante cerca de los encontrados en la literatura para los cementos acrílicos, sin superar la presión máxima que puede ejercer manualmente el cirujano.



- ☐ Se pone a disposición un modelo con el cual se pueden determinar los parámetros necesarios para realizar una inyección óptima en cifoplastia.



9. Impacto ambiental

En este proyecto se han realizado principalmente simulaciones por ordenador. El impacto ambiental es el que se corresponde con el gasto de energía eléctrica utilizada para llevar a cabo las simulaciones. Por parte de este estudiante se ha minimizado el posible impacto ambiental de este proyecto reduciendo al mínimo el uso de papel antes de la publicación final de este proyecto. Por otra parte, los estudiantes de la Titulación Europea de Materiales estamos a la espera de que Ordenación de Estudios de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de Barcelona publique una guía que facilite las pautas a seguir para una correcta valoración del impacto ambiental de un Proyecto Fin de Carrera.



10. Coste del proyecto

Este proyecto se inició el 17 de septiembre 2007 y ha finalizado el 4 de febrero 2008 (o sea 5 meses), con 5 días a la semana y 6 horas al día.

La primera parte de este proyecto se ha dedicado a familiarizarse con el programa de simulación COMSOL, haciendo ejemplos sencillos. Al mismo tiempo se ha hecho la búsqueda bibliográfica. Después se han realizados los ensayos numéricos, los ensayos de viscosidad, así como la discusión de los resultados. Para determinar el coste del proyecto se van a considerar 4 apartados de coste:

- Sistema informático y máquinas
- Material de laboratorio
- Material de oficina
- Recursos humanos

Para el sistema informático se han tomado en cuenta los precios iniciales de los 2 ordenadores utilizados así como los costes del programa y una licencia. Se toma en consideración el tiempo de amortización y se puede deducir el precio por hora.

| Concepto | Evaluación del coste horario de los recursos informáticos | | | |
|-----------------------|---|---------------------|------------------|----------------|
| | Coste(€) | Tiempo de amort.(a) | Coste Anual(€/a) | Coste Día(€/d) |
| Workstation HP xw4400 | 1200 | 4 | 300 | 0,82 |
| MacBook | 1300 | 2 | 600 | 1,64 |
| 1 Licencias COMSOL | 8000 | 1 | 8000 | 21,92 |
| Máquina de ensayos | 60 000 | 10 | 6000 | 16,44 |



| Concepto | Coste asociado a la utilización del equipamiento informático | | |
|---------------------------------------|--|----------------|-------------------|
| | Coste Día (€/d) | Días de utili. | Coste (€) |
| Workstation HP | 0,82 | 90 | 73,80 |
| MacBook | 1,64 | 160 | 262,40 |
| 1 Licencia COMSOL | 21,92 | 90 | 1972,80 |
| Máquina de ensayos | 16,44 | 2 | 32,88 |
| COSTE INFORMATICO Y DE MAQUINA | | | 2 341,88 € |

El material de laboratorio es el que se corresponde con la fabricación de los cementos y los ensayos de inyectabilidad:

| Concepto | Coste asociado al material de laboratorio | | |
|--|---|----------|-----------------|
| | Precio/Cantidad | Cantidad | Coste (€) |
| Fosfato tricálcico alfa | 300 €/kg | 1,60 kg | 480 |
| Hidrogenofosfato de sodio | 1,40 €/g | 8,3 g | 11,62 |
| Óxido de hierro | 2,40 €/g | 16,60 g | 39,84 |
| Jeringas | 100 €/1000 u. | 20 | 2 |
| Agua Grifols | 6 €/L | 3 L | 18 |
| Agua destilada | 1 €/L | 1 L | 1 |
| Agua de la red municipal | 0,2 €/L | 30 L | 6 |
| COSTE DEL MATERIAL DE LABORATORIO | | | 558,46 € |



El coste de material de oficina es el que se detalla a continuación:

| Material | Coste asociado a material de oficina | | |
|--------------------------------------|--------------------------------------|----------|----------------|
| | Coste por unidad (€/u) | Unidades | Coste (€) |
| Bolígrafos | 1 | 3 | 3 |
| Cuaderno | 1 | 1 | 1 |
| Hojas impresora | 0,02 | 500 | 10 |
| CD's | 0,70 | 5 | 3,50 |
| Impresiones | 30 | 2 | 60 |
| Encuadernación | 3 | 2 | 6 |
| COSTE DEL MATERIAL DE OFICINA | | | 83,50 € |

Por último, el coste asociado a personal, se ha calculado tomando como base que se ha trabajado 5 días a la semana, a 6 h/d en la universidad con la ayuda de un catedrático universitario y un doctorando. El precio por hora de un ingeniero superior es de 20€/h, para un catedrático universitario es de 70€/h y para una doctorando es de 30€/h.

| Fases del proyecto | Coste asociado al personal | | | | |
|-----------------------|----------------------------|-------------|---------------|------------|-----------|
| | Días | Horas / Ing | Horas/Cat.Uni | Horas/Doct | Coste (€) |
| Análisis preliminar | 15 | 90 | 10 | - | 2 500 |
| Estudio bibliográfico | 15 | 90 | - | 5 | 1 950 |
| Creación de modelos | 45 | 270 | 20 | - | 6 800 |
| Ajuste del programa | 25 | 150 | 15 | - | 4 050 |



| | | | | | |
|-----------------------------|----|-----|-----|----|----------------|
| Ensayos | 2 | 12 | - | 12 | 600 |
| Análisis de resultados | 15 | 90 | 30 | - | 3 900 |
| Elaboración informe | 45 | 270 | 40 | 20 | 8 800 |
| Subtotal 1 Ing. | - | 972 | - | - | 19 440 |
| Subtotal 1 Cat. Uni. | - | - | 115 | - | 8 050 |
| Subtotal 1 Doct. | - | - | - | 37 | 1 110 |
| SUBTOTAL 3 PERSONAS | | | | | 28 600€ |

A continuación el coste general de este proyecto:

| Conceptos | Costo asociado (€) |
|------------------------------------|--------------------|
| Equipamiento informático y maquina | 2 341,88 |
| Material de laboratorio | 558,46 |
| Material de oficina | 83,50 |
| Recursos humanos | 28 600 |
| COSTE TOTAL DEL PROYECTO | 31 583,84 € |



Conclusiones

En este proyecto se han estudiado las propiedades de inyectabilidad de un cemento experimental de fosfato de calcio como base de futuras simulaciones. Se ha obtenido que la viscosidad evoluciona con el tiempo según una función exponencial.

Se han realizados diferentes modelos numéricos con los cuales se ha podido entender el comportamiento de estos cementos y las propiedades de flujo durante su inyección en vértebra, así como entender qué parámetros se pueden utilizar para mejorar su inyectabilidad.

Por último, se pone a disposición un modelo numérico para el caso de la cifoplastia que permitirá, con todos los parámetros deseados: tipo de cemento (viscosidad, densidad) dimensiones de la cánula o del globo, predecir el comportamiento de estos materiales durante su aplicación clínica.



Agradecimientos

En primer lugar quería agradecer a la *Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de Barcelona* (ETSEIB) y a la *Escola Universitària d'Enginyeria Tècnica Industrial de Barcelona* (EUETIB) y particularmente al *Grup de Recerca Interdepartamental per a la Col.laboració Científica Aplicada* (GRICCA - EUETIB) por poner a mi disposición sus laboratorios y sobretodo su conocimiento y su tiempo.

En segundo lugar quería agradecer a tres personas concretas del *Grup de Recerca Interdepartamental per a la Col.laboració Científica Aplicada* (GRICCA - EUETIB) por su ayuda, paciencia y consejo: agradezco al profesor Enrique Fernández por su ayuda para llevar a cabo este proyecto; agradezco también al profesor Ricardo Torres por su paciencia infinita y su ayuda durante todas las fases de este proyecto, y por último agradezco a Daniela Vlad por su ayuda en la realización de los ensayos, sus explicaciones, su paciencia y sus consejos.



Bibliografía

Referencias bibliográficas

- [1] C. BOUZA, T. LÓPEZ, M. PALMA, J.M. AMATE. *Hospitalised osteoporotic vertebral fractures in Spain: Analysis of the national hospital discharge registry*. Osteoporosis International 2007; 18(5): 649-657
- [2] A. OLEKSIK, S. EWING, W. SHEN et al. *Impact of incident vertebral fractures on health related quality of life (HRQOL) in postmenopausal woman with prevalent vertebral fractures*. Osteoporos Int 2005; 16:861-870.
- [3] J.L. OLD, M. CLAVERT. *Vertebral Compression Fractures in the Elderly*. American Family Physician 2004; 69(1):111-116.
- [4] M.D. VLAD. Proyecto de tesis doctoral: *Desarrollo y caracterización de cementos inyectables de fosfato de calcio para aplicaciones en cirugía vertebral*. Director tesis: Prof. Dr. Enrique FERNANDEZ. Convocatoria: 3 de julio de 2007.
- [5] <http://images.google.es/imgres?imgurl=http://www.personal.psu.edu/staff/m/b/mbt102/bisci4online/bone/bonestruc.jpg&imgrefurl=http://www.personal.psu.edu/staff/m/b/mbt102/bisci4online/bone/bone4.htm&h=450&w=540&sz=30&tbnid=KrrTpuNZOzgqfM:&tbnh=110&tbnw=132&prev=/images%3Fq%3Dbone%2Banatomy%26um%3D1&start=1&sa=X&oi=images&ct=image&cd=1>
- [6] <http://www.bartleby.com/107/>
- [7] S.J. FERGUSON, T. STEFFEN. *Biomechanics of the aging spine*. Eur. Spine J. 2003; 12(2): S97-S103.
- [8] N. FERNANDEZ-BAILLO. *Osteoporotic vertebral fractures in woman over 60: Prevalence and impact on quality of risk study results*. Abstract of the 20th Nacional Congreso on Spinal Surgery, Valladolid/Spain, 2-3 June 2006. Eur. Spine J. 2007; 16:137-157.
- [9] S.B. TANNER. *Back Pain, Vertebroplasty and Kyphoplasty: Treatment of Osteoporotic Vertebral Compression Fractures*. Bulletin on the Rheumatic Diseases 2003; 52(2):1-8.
- [10] H.G. BACH, R.D. LIM. *Minimally invasive spine surgery for low back pain*. Dis. Mon. 2005; 51:34-57.



- [11] A.M. BRIGGS, A.M. GREIG, J.D. WARK. *The vertebral fracture cascade in osteoporosis: a review of aetiopathogenesis*. Osteoporos Int 2007; 18:575-584.
- [12] M.C. BRUGUERAS. *La osteoporosis, una amenaza para el tercer milenio*. <http://www.sld.cu/aldia/archivos/tendencias/tend7.html>
- [13] <http://www.caducee.net/DossierSpecialises/rhumatologie/osteoporose.asp>
- [14] M. BOHNER. *Physical and chemical aspects of calcium phosphates used in spinal surgery*. Eur. Spine J. 2001; 10:S114-S121.
- [15] P. HARDOUIN, P. FAYADA, H. LECLET y D. CHOPIN. *Kyphoplasty*. Revue du Rhumatisme 2002; 69(5):478-483.
- [16] G. BAROUD, M. BOHNER. *Biomechanical impact of vertebroplasty and Postoperative biomechanics of vertebroplasty*. Joint Bone Spine 2005; 73(2):144-150.
- [17] P. HARDOUIN, P. FAYADA, H. LECLET, D. CHOPIN. *Kyphoplasty*. Joint Bone Spine 2002; 69:256-61.
- [18] <http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article2923.html>
- [19] <http://osartim.chru-lille.fr/html/definitiongestes/kyphoplastie.htm>
- [20] G. BAROUD, T. STEFFEN. *A new cánula to ease cement injection during vertebroplasty*. Eur Spine J 2005, 14:474-479.
- [21] J.V. MARTINEZ-QUIÑONES y G. HERNÁNDEZ-SÁNCHEZ. *Percutaneous vertebroplasty: technique and early results in 25 procedures*. Neurocirugía 2003; 14:323-332.
- [22] I.D. BARR, M.S. BARR, T.I. LEMLEY, R.M. MCCANN. *Percutaneous vertebroplasty for pain relief and spinal stabilisation*. Spine 2000; 25:923-928.
- [23] F.J.C. ECK, S.D. HODGES, S.C. HUMPHREYS. *Vertebroplasty: a new treatment strategy for osteoporotic compression fractures*. Am Orthop 2002; 31:123-127.
- [24] D. CRANDALL, D. SLAUGHTER, P.J. HANKINS, et al. *Acute versus chronic vertebral compression fractures treated with kyphoplasty: early results*. Spine J 2004; 4:418-424.
- [25] I.H. LIEBERMAN, S. DUDENEY, M.K. REINHARDT, G. BELL. *Initial outcome and efficacy of kyphoplasty in the treatment of painful osteoporotic vertebral compression fractures*. Spine 2001; 26:1631-1638.



- [26] D.J. THEODORU, S.J. THEODORU, T.D. DUNCAN, S.R. GARFIN, W.H. WONG. *Percutaneous balloon kyphoplasty for the correction of the spinal deformity in painful vertebral body compression fractures*. Clin Imaging 2002; 26:1-5.
- [27] N.B. WATTS, S.T. HARRIS, H.K. GENANT. *Treatment of painful osteoporotic vertebral compression fractures with percutaneous vertebroplasty or kyphoplasty*. Osteoporos Int 2001; 12:429-437.
- [28] F.M. PHILIPS, E. HO, M. CAMPBELL-HUPP, T. MCNALLY, F. TODD WETZEL, P. GUPTA. *Early radiographic and clinical results of balloon kyphoplasty for the treatment of osteoporotic vertebral compression fractures*. Spine 2003; 28:2260-2265.
- [29] A. PAPAIOANNOU, N.B. WATTS, D.L. KENDLER et al. *Diagnosis and management of vertebral fractures in elderly adults*. Am. J. Med. 2002; 113:220-226.
- [30] J.S. YEOM, W.J. KIM, W.S. CHOY, C.K. LEE, B.S. CHANG, J.W. KANG. *Leakage of cement in percutaneous transpedicular vertebroplasty for painful osteoporotic compression fractures*. J Bone Joint Surg 2003; 85(1): 83-89.
- [31] U. BERLEMANN, S.J. FERGUSON, L.P. NOLE, P.F. HEINI. *Adjacent vertebral failure after vertebroplasty-A biomechanical study*. J Bone Joint Surg 2002; 84(5):748-752.
- [32] I.H. LIEBERMAN, D. TOGAWA, M.M. KAYANJA. *Vertebroplasty and kyphoplasty: filler materials*. Spine J 2005; 5:305S-316S.
- [33] P.F. HEINI, U. BERLEMANN. *Bone substitutes in vertebroplasty*. Eur. Spine J 2001; 10:S203-215.
- [34] G. LEWIS. *Properties of acrylic bone cement: State of the art review*. J. Bio. Mat. Res. 1997; 38(2):155-182.
- [35] G. LEWIS. *Relative roles of cement molecular weight and mixing method on the fatigue performance of acrylic bone cement: Simplex®P versus Osteopal®*. J. Bio. Mat. Res. 2000; 53(1):119-130.
- [36] S.M. BELKOFF, J.M. MATHIS, L.E. JASPER. *Ex Vivo Biomechanical comparison of hydroxyapatite and polymethylmetacrylate cements for use with vertebroplasty*. Am. J. Neuroradiol 2002; 23:1647-1651.
- [37] R. GARCIA CARRODEGUAS, B. VAZQUEZ LASA, J. SAN ROMAN DEL BARRIO. *Injectable acrylic bone cements for vertebroplasty with improved properties*. J. Bio. Mat. Res: Applied Biomat. 2003; 68B(1):94-104.



- [38] W.E. BROWN, L.C. CHOW. *A new calcium phosphate water setting cement*. In: P.W. Brown, Editor, *Cements research progress*, American Ceramic Society, Westerville (OH) (1986), pp. 351–379.
- [39] G. BAROUD, M. BOHNER, P. HEINI, T. STEFFEN. *Injection biomechanics of bone cements used in vertebroplasty*. *Bio. Med. Mat Eng.* 2004; 14:487-504.
- [40] G. BAROUD, M. BOHNER. *Injectability of calcium phosphate pastes*. *Biomat.* 2005; 26:1553-1563.
- [41] S. SARDA, E. FERNANDEZ, J. LLORENS, S. MARTINEZ, M. NILSSON, J.A. PLANELL. *Rheological properties of an apatitic bone cement during inicial setting*. *J. Mat. Sc. Mat. Med* 2001; 12:905-909.
- [42] G. LEWIS. *Injectable bone cements for use in vertebroplasty and kyphoplasty: State of the art review*. *J. Bio. Mat. Re. PartB: Applied Biomater.* 2005; 76B(2):456-468.
- [43] GESTO. *Les substituts osseux en 2005*. Monographie éditée par l'Association pour l'étude des Greffes Et Substituts Tissulaires en Orthopédie (GESTO). Editions Romillat 2005, Paris, France.
- [44] M. BOHNER, U. GBURECK, J.E. BARRALET. *Technological issues for the development of more efficient calcium phosphate bone cements: a critical assessment*. *Biomater.* 2005; 26:6423-6429.
- [45] M.D. VLAD, L.J. DEL VALLE, M. BARRACÓ, R. TORRES, J. LÓPEZ, E. FERNÁNDEZ. *Iron Oxide Nanoparticles Significantly Enhances the Injectability of Apatitic Bone Cement for Vertebroplasty*. *Spine* 2008 (Ref.: Spine-S-07-01931).
- [46] Y.A. ÇENGEL, J. M. CIMBALA. *Mecanica de fluidos. Fundamentos y aplicaciones*, McGraw-Hill, 2006.
- [47] F. M. WHITE, *Mecanica de fluidos*, McGraw-Hill, 2004.
- [48] Y. A. ÇENGEL, *Transferencia de calor*, McGraw-Hill, 2004.
- [49] P. GERHART, R. GROSS, J. HOCHSTEIN. *Fundamentos de mecanica de fluidos*, Addison-Wesley, 1995.
- [50] R. TORRES, J. GRAU. *Introduccion a la mecanica de fluidos y transferencia de calor con COMSOL multiphysics*. Addlink Software Científico, 2007.



- [51] J.N. REDDY, D.K. GRATLING. *The finite element method in heat transfer and fluid dynamics*. CRC Taylor-Francis, 2001.
- [52] J. WILKES. *Fluid mechanics for chemical engineers with microfluidics and CFD*. Prentice Hall, 2005.
- [53] J.H. FERZIGER, M. PERIC. *Computational methods for fluid dynamics*. Springer Verlag, 2002.
- [54] COMSOL Multiphysics, User's guide. Version 3.3, COMSOL AB, 2006.
- [55] COMSOL Multiphysics. *Chemical engineering module*, User's guide, Version 3.3, COMSOL AB, 2006.
- [56] COMSOL Multiphysics. *Heat transfer module*, User's guide, Version 3.3, COMSOL AB, 2006.
- [57] G. BAROUD, M. CROOKSHANK, M. BOHNER. *High-Viscosity cement significantly enhances uniformity of cement filling in vertebroplasty: an experimental model and study on cement leakage*. Spine J. 2006; 31(22) 2562-2568.
- [58] S. OSHER, R.FEDKIW, *Level Set methods and dynamics implicit surfaces*, Applied Mathematical Sciences 153, Springer 2003.

